

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Pulzní model krevního řečiště pro měření PTT
Model of hearth fort pulse transmit time measurement

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. David Štěrbá

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Pulsní model krevního řečiště pro měření PTT
Model of Hearth fort Pulse Transmit Time Measurement

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor vlastností cévního systému – odpor/kapacita/poddajnost.
2. Rešerše současného stavu modelování kardiovaskulárního systému.
3. Vytvoření matematického a elektrického popisu cévního systému.
4. Návrh a realizace zjednodušeného fyzikálního modelu kardiovaskulárního systému - pulsního modelu krevního řečiště.
5. Návrh a realizace měření a analýzy šíření tlakové vlny ve vytvořeném modelu.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] NICHOLS, W., M. O'ROURKE a C. VLACHOPOULOS.(Eds.) *McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles*. Boca Raton: CRC Press, 2011. ISBN 978-0-340-98501-4.
- [2] WAITE, Lee a Jerry FINE. *Applied biofluid mechanics*. McGraw-Hill Professional, 2007. ISBN 978-0071472173.
- [3] VAN MEURS, Willem. *Modeling and simulation in biomedical engineering: applications in cardiorespiratory physiology*. McGraw Hill Professional, 2011. ISBN 978-0071714457.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. Lukáš Peter

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Datum: 5.5.2015

Podpis:



Poděkování

Děkuji panu Ing. Lukáši Peterovi za pomoc, podporu a cenné rady při zpracování této diplomové práce.

Abstrakt

V diplomové práci je vytvořen podrobný elektrický model cévního systému. Tento model simuluje funkčnost a vlastnosti zdravé lidské aorty a stehenních tepen. V modelu jsou zahrnuty také zbylé tepny tepenného řečiště a celé řečiště žilní. Jsou vytvořena dvě různá elektrická schémata, která jsou mezi sebou porovnána s ohledem na přesnost a kvalitu simulace cévního systému. V diplomové práci je dále vytvořen fyzický model kardiovaskulárního systému. Lidská aorta a stehenní tepny jsou zmenšeny v měřítku 1:2. Hlavním cílem modelu je vytvořit pulzní vlnu a naměřit její parametry. Součástí fyzického modelu jsou tlakové nádoby a speciální krevní pumpa Harvard Apparatus 55-3321. K měření pulzní vlny jsou použity dva senzory tlaku ARGON DTX Plus. Tyto senzory jsou pomocí AD převodníku propojeny s PC. Data ze senzorů jsou zpracována v programu Labchart, kde jsou napěťové hodnoty převedeny na hodnoty tlakové. V programu Matlab je vytvořena aplikace zpracovávající získaná data. Výsledkem zpracování jsou parametry pulzní vlny procházející modelem. V konečné fázi je provedena analýza získaných parametrů pulzní vlny v programu Statgraphic.

Klíčová slova

Cévní systém, Cévní odpor, Cévní roztažnost, Krevní setrvačnost, Pulzní vlna, Windkesslův model, Elektrický model cévního systému, Fyzický model cévního systému, Krevní pumpa

Abstract

Aim of my thesis is conceiving the detailed electrical model of the vascular system. This model simulates the functionality and characteristics of healthy human aorta and femoral arteries. The electrical model also includes remaining arteries and venous system. Two different wiring diagrams are created, which are compared with each other with regard to accuracy and quality simulation of the vascular system. In this thesis was created also physical model of cardiovascular system. The human aorta and femoral arteries are created in the scale 1:2. The main objective of the physical model is to create a pulse wave and measure its parameters. Physical model contains pressure vessels and special blood pump Harvard Apparatus 55-3321. Two pressure sensors ARGON DTX Plus are used to measure the pulse waves. These sensors are connected with PC via AD converter. Measured data are processed in the Labchart software where voltage values are converted to pressure values. In Matlab software is created an application to processed voltage data. Results of processed data are parameters of pulse wave. These parameters are analyzed in the Statgraphic program at the end.

Key words

Vascular system, Vessel resistance, Vessel compliance, Blood inertia, Pulse wave, Windkessel model, Electrical model of vascular system, Physical model of vascular system, Blood pump

Seznam použitých symbolů a zkratek

HR	Heart rate
MCO	Minute cardiac output
MW	Minute volume
PTT	Pulse transit time
PWV	Pulse wave velocity
SV	Stroke volume
WM	Windkessel model
2WM	Dvou parametrový Windkessel model
3WM	Tří parametrový Windkessel model

Obsah

1. ÚVOD.....	1
2. OBĚHOVÝ SYSTÉM LIDSKÉHO ORGANISMU	2
2.1. CÉVNÍ SYSTÉM	3
2.2. TEPENNÝ SYSTÉM.....	4
2.3. ŽILNÍ SYSTÉM	6
2.4. SRDCE JAKO CÍRKULAČNÍ JEDNOTKA	7
2.5. KREVŇÍ TLAK	10
3. BIOMECHANIKA KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU	12
3.1. CÉVNÍ ROZTAŽNOST	13
3.2. CÉVNÍ ODPOR	14
3.3. KREVŇÍ SETRVAČNOST.....	15
4. VZNIK A ŠÍŘENÍ PULZNÍ VLNY.....	16
5. WINDKESSELŮV MODEL	19
5.1. WINDKESSELŮV MODEL SE DVĚMI MODULY:	21
5.2. WINDKESSELŮV MODEL SE TŘEMI MODULY:	22
5.3. WINDKESSELŮV MODEL SE ČTYŘMI MODULY:	23
6. REŠERŠE	24
6.1. VÝSLEDKY REŠERŠE.....	32
7. REALIZACE	33
8. ELEKTRICKÝ MODEL.....	34
8.1. ELEKTRICKÝ MODEL AORTY A STEHENNÍCH TEPEN	35
8.2. 3WM ZVOLENÝCH ÚSEKŮ	38
8.3. ELEKTRICKÝ MODEL TEPENNÉHO A ŽILNÍHO SYSTÉMU	39
8.4. ZAPOJENÍ 2WM CÉVNÍHO SYSTÉMU LIDSKÉHO ORGANISMU.....	41
8.5. ZAPOJENÍ 3WM CÉVNÍHO SYSTÉMU LIDSKÉHO ORGANISMU.....	42
8.6. SROVNÁNÍ 2WM A 3WM.....	43
8.7. ALTERNATIVY ELEKTRICKÉHO MODELU	43
9. FYZICKÝ MODEL	44
9.1. VLIV POMĚRU 1:2 NA VNITŘNÍ TLAK	44
9.2. NÁVRH MĚŘÍČÍHO ŘETĚZCE	48
9.3. TLAKOVÝ SENZOR ARGON DTX PLUS.....	50
9.4. KALIBRACE SENZORŮ.....	51
9.5. KREVŇÍ PUMPA HARVARD APPARATUS 55-3321	52
9.6. VÝBĚR HADIC.....	54
9.7. YOUNGŮV MODUL PRUŽNOSTI	55
9.8. REALIZACE MĚŘÍČÍHO ŘETĚZCE	56

10.	ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	58
10.1.	LABCHART.....	58
10.2.	MATLAB	59
11.	ANALÝZA DAT	63
11.1.	ZÁVISLOST ČASOVÉHO ZPOŽDĚNÍ NA TEPOVÉ FREKVENCI	63
11.2.	ZÁVISLOST STŘEDNÍ HODNOTY TLAKU NA TEPOVÉ FREKVENCI	68
12.	ZÁVĚR.....	72
13.	LITERATURA	73
14.	PŘÍLOHY	74

1. Úvod

Cévní systém je složitá soustava složená z mnoha druhů cév o různém průměru v řádech mikrometrů až milimetrů. Cévní systém je součástí kardiovaskulárního systému, který je dále rozšířen o nejdůležitější orgán lidského těla, srdce. Působením srdeční činnosti je krvi udělována pulzní energie, která žene krev cévním systémem. Složení proudící krve se ve velké míře podílí také na hemodynamických vlastnostech krevního řečiště. Řízení oběhové soustavy je zabezpečeno chemickými a elektrickými ději pomocí hormonálního a inervačního systému.

Cévní systém je velice rozsáhlý a složitý, proto není možné zajistit přesné modelování všech jeho vlastností a parametrů. Z toho důvodu se simuluje pouze určitá část cévního systému, jedná céva nebo jen část konkrétní cévy. Pro přesnou simulaci je třeba znát základní parametry konkrétní cévy a její umístění v lidském těle.

Cévní systém je možné modelovat třemi způsoby: matematicky, elektricky a fyzicky. Matematický model umožňuje provedení simulace v programovém prostředí za využití výpočetní techniky. Elektrický model je složen ze součástí s přesně vypočtenými hodnotami a zapojenými dle speciálního schématu. Fyzický model je sestaven z hadic a mechanických prvků modelující jednotlivé činnosti cévního systému. Z pohledu chování a realističnosti modelu je fyzický model vhodnější. Ovšem pro přesné a operativní modelování je více využitelný matematický model, do kterého je možné zahrnout nespočet proměnných, které se v lidském cévním systému mohou vyskytovat a ovlivnit tak jeho výsledné vlastnosti.

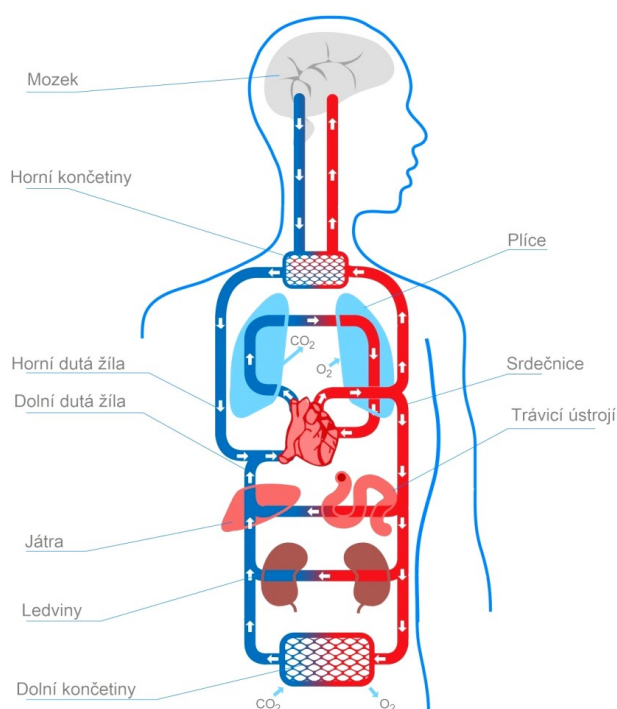
Všechny popsané modely cévního systému jsou velmi důležité a přínosné při řešení různých diagnostických problémů, testování nových způsobů léčby nebo samotných lékařských přístrojů. Simulování odezvy na určité podněty je velmi přínosné hlavně v oblasti lékařství, kdy není možné testovat nové metody na živém organismu z důvodu možných rizik nebo vzniku nežádoucích komplikací. Díky modelování je možné vyzkoušet nespočet možných alternativ, které by mohly nastat při provádění úkonu na lidském těle a jež by mohly ohrozit nebo zhoršit stav pacienta. Čím je vytvořený model přesnější a kvalitnější, tím jsou jeho výsledky reálnější a mají větší vypovídací hodnotu.

Cílem této diplomové práce je modelovat lidský cévní systém jako elektrický a fyzický model. Elektrický model je speciální zapojení elektrických součástí, jejichž hodnoty a funkční vlastnosti přesně simulují vlastnosti konkrétní cévy. Fyzický model je tvořen hadicemi s přesně definovanými vlastnostmi. Zapojením těchto hadic společně se speciální krevní pumpou a proudícím médiem vytvoří fyzický model. Na tomto modelu je měřen tvar a rychlost pulzní vlny. Tyto parametry se následně vyhodnotí a porovnají se známými hodnotami měření na lidském těle. Podle zjištěných výsledků se pak určí, do jaké míry je konkrétní model přesný a věrohodný ve vztahu k procesům probíhajícím v lidském organismu.

2. Oběhový systém lidského organismu

Oběhový systém je rozsáhlá síť orgánů a cév odpovědná za cirkulaci krve, která je nezbytná pro životaschopnost všech orgánových buněk a tkání v lidském těle. Oběhový systém je tvořen srdcem, krevními a mízními cévami, kostní dření, slezinou a mízními uzlinami. Na základě morfologických a funkčních vlastností se jednotný cévní systém dělí na soustavu krevních cév (*vasculare*), srdce (*cor*) a soustavu mízní (*systema lymphatica*). Bez oběhového systému by tělo nebylo schopno bojovat s onemocněními a zároveň, by nedokázalo udržet stabilní vnitřní prostředí, jako je vhodná teplota a pH známé jako homeostáza.

Srdce je ústředním orgánem krevního oběhu. Působí jako mechanismus vytvářející cirkulaci krve v cévách. Tento nejdůležitější orgán v lidském těle je uložen v hrudní dutině pod žebry, které jej svým rozložením a strukturou chrání před těžkými úrazy. Cévní systém zásobuje krví každou buňku v lidském těle. Krev, jako rozvodné médium, je velice důležitá, protože na sebe dokáže opakovaně vázat kyslík (O_2), oxid uhličitý (CO_2), živiny a všechny ostatní látky důležité pro organismus z hlediska zásobování buněk živinami a odvodu škodlivých látek z orgánů a tkání. Krev se okysličuje v plicích, konkrétně v plicních sklípcích, kde se váže kyslík na hemoglobin obsažený v červených krvinkách. V zaživacím traktu se do krve uvolňují živiny vstřebané z potravy. Naopak v játrech a ledvinách se z krve odvádějí škodlivé látky, které následně zmíněné orgány přesměrují ven z těla jako odpadní látky. Již nepatrně snížená funkčnost srdce ovlivní cirkulaci krve a tím prokrvenost jednotlivých orgánů. Z toho důvodu jsou všechna onemocnění srdce velice závažná.



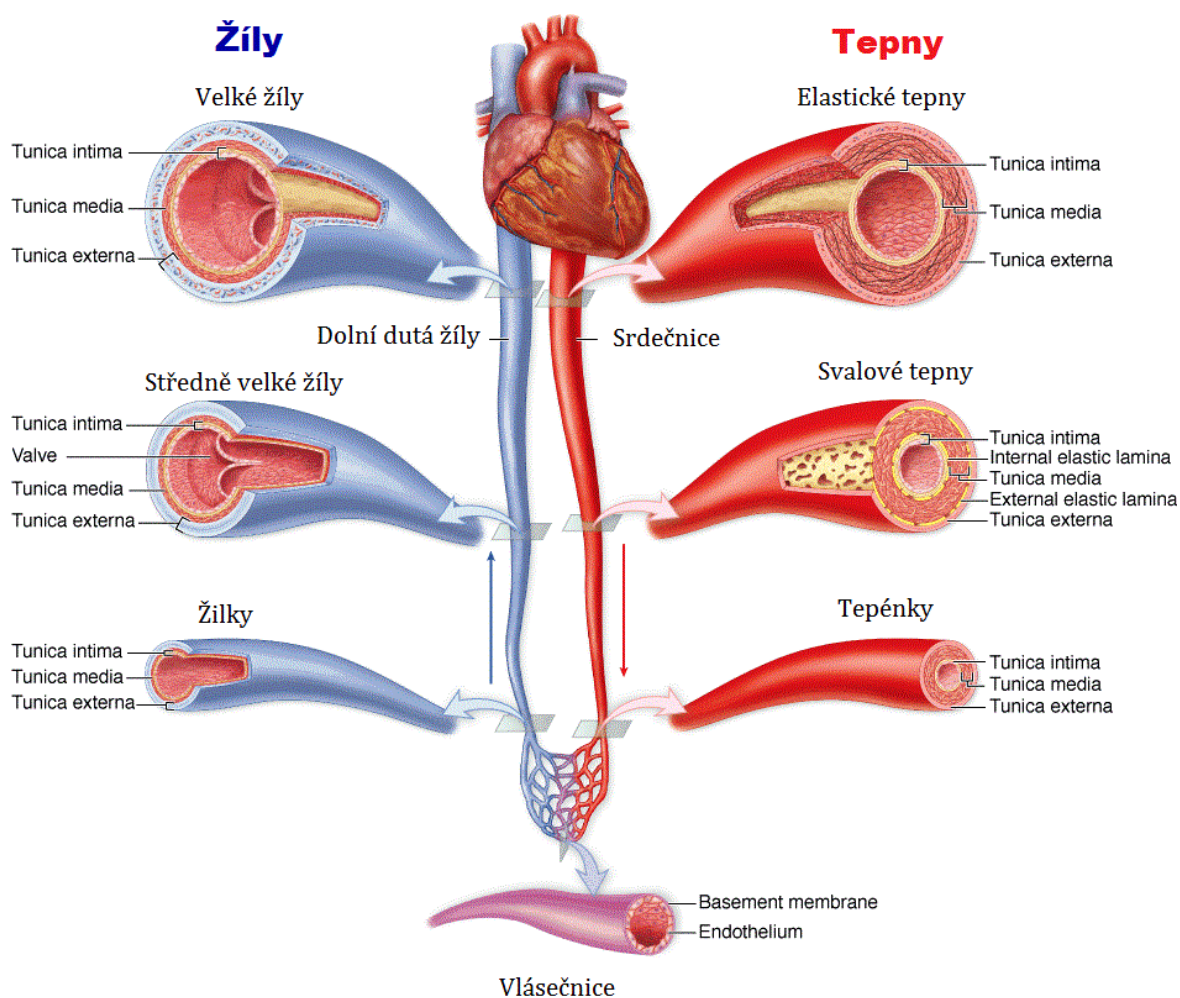
Obrázek 2.1: Oběhová soustava [1]

Malý krevní oběh, neboli plicní, začíná u pravé komory, probíhá plicnicí a jejím rozvětvením, kapilární sítí plic, plicními žilami a končí u levé síně. Velký krevní oběh začíná u levé komory, probíhá aortou a jejími větvemi, kapilárními sítěmi, žilami orgánů a tkáněmi celého těla a končí vyústěním dutých žil v pravé síni. Oba krevní oběhy se navzájem spojují v srdečních dutinách.

Odkysličenou krev do srdce přivádí z dolní poloviny těla dolní dutá žíla (*vena cava inferior*). Naopak z horní části těla svádí do srdce odkysličenou krev horní dutá žíla (*vena cava superior*). Ze srdce se krev do plic převádí přes plicní kmen (*truncus pulmonalis*), který se dále rozděluje na tepnu pro pravou a levou plíci. V plicních sklípcích z krve difunduje oxid uhličitý a na krev se opět váže kyslík. Z plic do srdce se okysličená krev přivádí čtyřmi plicními žilami (vv. *pulmonales*). Srdce následně okysličenou krev vypudí do srdečnice (*aorta*), která krev rozvede po těle k ostatním tepnám a vlásečnicím zásobujícím buňky jednotlivých orgánů a tkání. Oběhový systém je uzavřená smyčka cév s různým průsvitem a stavbou stěny přizpůsobené danému umístění v organismu. [2]

2.1. Cévní systém

Cévní systém se skládá ze tří typů cév: tepny (*arterie*), žíly (*venae*) a vlásečnice (*vas capillare*). Okysličená krev je z plic přes srdce a následně do celého organismu rozváděna pomocí tepen. Hlavní funkcí žil v lidském organismu je přivádět odkysličenou krev, tj. krev částečně zbavenou kyslíku, zpět k srdci. Tepny a žíly se mezi sebou neliší pouze směrem proudění krve, ale také svými vlastnostmi, stavbou stěny a funkcí v organismu.



Obrázek 2.2: Stavba cév [3]

Stěny tepen a žil jsou složeny ze tří vrstev tkání různého typu a vlastností:

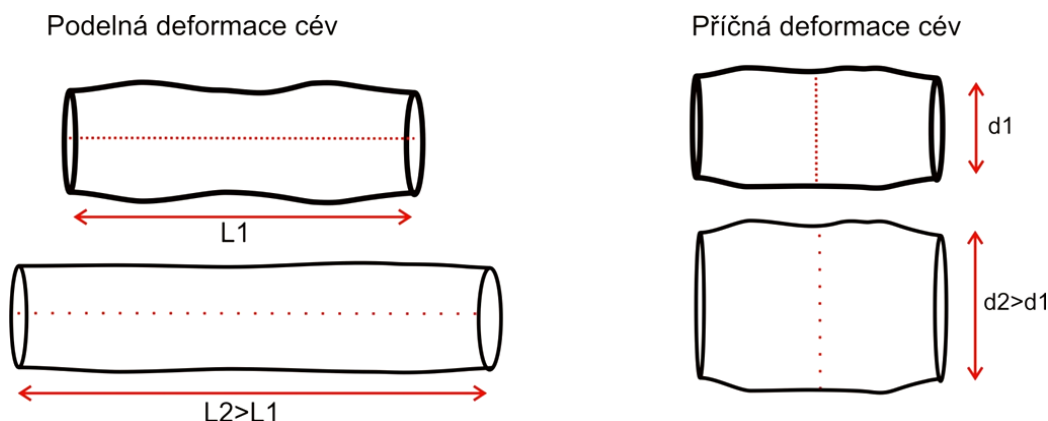
- **Vnitřní vrstva**, zvaná *Tunica intima*, tvoří pojivový základ přecházející v subendotelovou vrstvu a endotelové buňky, které vystylají vnitřní povrch cévy.
- **Střední vrstva** (*Tunica media*) je tvořena hladkou svalovinou, která reguluje průsvit cév.
- **Vnější vrstva**, označována jako *Tunica externa*, je složena z kolagenních a elastických vláken podílejících se ve velké míře na poddajnosti cévní stěny.

Podle převažujícího množství svalových nebo pružných (elastických) vláken ve střední a zevní vrstvě cévní stěny rozlišujeme tepny pružného typu (srdečnice), svalově pružného typu (tepna krční, stehenní a jiné tepny stejného průsvitu) a svalového typu (všechny ostatní tepny). [2]

Stěny žil jsou tenčí než stěny tepen a jejich svalová vrstva je méně vyvinutá. Průsvitnost a tloušťka stěn krevních cév se mění s jejich vzdáleností od srdce. S rostoucí vzdáleností se průsvit cévy zmenšuje společně s tloušťkou cévní stěny.

2.2. Tepenný systém

Tepny rozdělujeme podle světlosti na velké tepny s průměrem kolem 20 mm včetně aorty, tepny středního a malého průměru do 3 mm a tepénky s průměrem cca 100 μm . Tepny mají díky svalovině, kolagenním a elastickým vláknům pružné stěny adaptovatelné na pulzní tlakovou vlnu vznikající při ejekci srdce. Největší podíl na pružnosti stěny mají elastická vlákna tvořená elastinem¹, která jsou schopná až 130% protažení. Kolagenní vlákna jsou tvořena proteinem, jehož schopnost protažení je pouhé 4%, z toho důvodu se podílí výhradně na udržení pojivových vlastností cévní stěny. Hladká svalovina uvnitř cévní stěny má mnohem větší procento protažení než elastická a kolagenní vlákna, proto se při pasivní deformaci (např. průchod pulzní vlny) výrazně neprojeví. Slouží výhradně jako efektor regulačního systému krevního tlaku prostřednictvím změny průsvitu cévy. Největší podíl na opětovném navrácení přirozeného průměru a tvaru cévy po průchodu pulzní vlny mají tedy vlákna elastinu a kolagenu. Tepny v žijícím organismu podléhají deformacím ve všech směrech. V podélném směru dochází k natažení cévy, kdežto v obvodovém směru k roztažení stěny cévy.

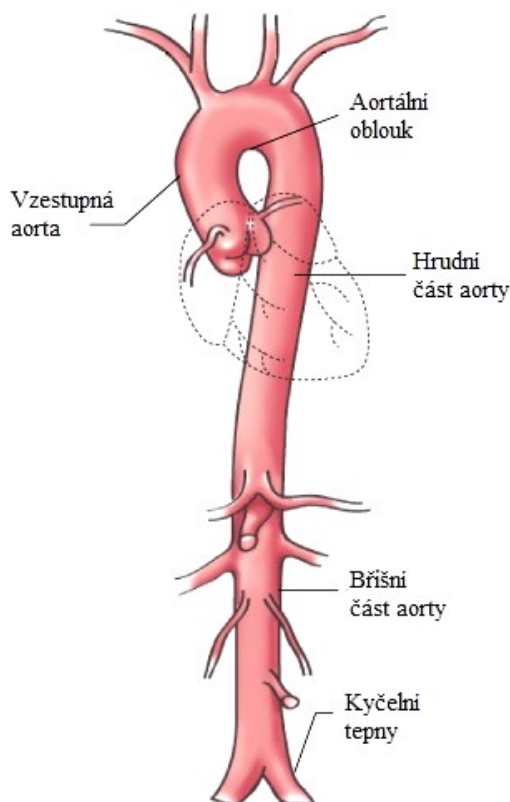


Obrázek 2.3: Deformace cévy

¹ Elastin je protein podobný kolagenu, který je hlavním komponentem elastických vláken.

Rychlost průtoku krve tepnami za systoly je dána ejekcí srdce, zatímco při diastole je krev hnána svou setrvačností a arteriální compliancí². V aortě činí rychlost krevního proudu při systole 20-40 cm/s. Aorta je největší a nejdelší tepna v těle. Tím, že je napojena přímo na srdce a probíhá celým trupem, tvoří centrální rozvod okysličené krve pro ostatní tepny prokrvující periferie. Srdce vypudí během jednoho tepu velký objem krve pod vysokým tlakem. Aorta společně s velkými centrálními tepnami pojme část proudící krve roztažením svojí stěny a tím umožní přeměnu pulzního toku krve z levé komory srdeční v kontinuální proud krve směřující k buňkám orgánů. Fyzikálně se jedná o přeměnu kinetické energie krevního proudu v energii potenciální, danou napětím cévní stěny. Při malé complianci cév nedochází k dostatečné přeměně na kontinuální tok, což ovlivňuje malé tepny a kapiláry.

Aorta je tvořena vzestupnou částí, kde je soustředěna největší část elasticity, a aortálním obloukem, ze kterého vystupují tepny prokrvující horní polovinu těla a obě horní končetiny. Sestupná část se dělí na části hrudní a břišní. Z těchto částí vystupují tepny prokrvující zmíněné části těla. V břišní části se aorta dělí na dvě kyčelní tepny zásobující kreví dolní část těla. Průměr hrudní aorty s věkem vzrůstá, kdežto průměr kyčelní a stehenní tepny se s věkem prakticky nemění, narůstá však tloušťka její stěny.



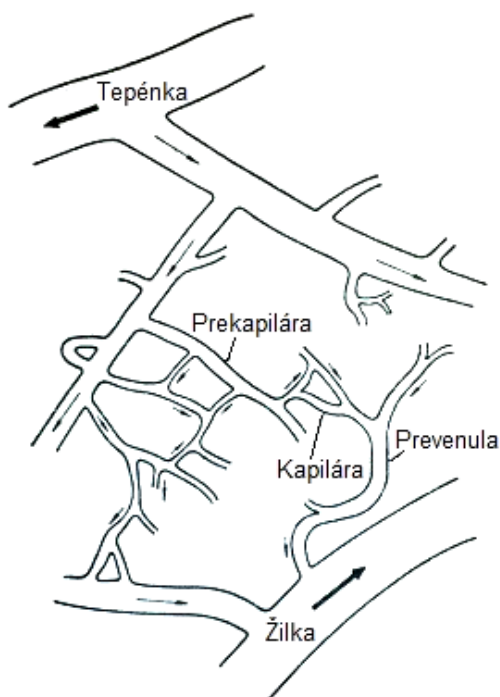
Obrázek 2.4: Aorta [4]

Tepny jsou uspořádány a přizpůsobeny tak, aby dostatečně prokrvily všechny buňky v lidském těle. Proto směrem k perifériím zmenšují svůj průměr na minimální možný, aby se okysličená krev dostala prostřednictvím kapilár až k buňkám, kde kyslík difunduje z krve do těla buňky přes buněčnou membránu. [4]

² Cévní roztažnost, poddajnost

2.3. Žilní systém

Žíly dělíme na velké žíly o průměru kolem 20 mm, žíly se středním a malým průměrem cca 1 mm až 12 mm a žilky o průměru cca 0,02 mm a 1 mm. Žíly mají oproti tepnám tenčí žilní stěnu a jejich svalovina je méně vyvinutá. Z tohoto důvodu jsou žíly poddajnější. Díky této vlastnosti má žilní systém podstatně větší krevní kapacitu než tepenný systém a slouží tak jako rezervoár krve. Ve velké míře pak také jako regulátor krevního tlaku a objemu proudící krve v organismu. V žilním oběhu je tlak krve významně menší než v tepenném. Z části je to ovlivněno kapilárami, které představují pro krevní tok značný odpor. Kapilára působí v tepenném řečišti navýšení krevního tlaku na hodnotu přibližně 3,3 kPa (24,7 mmHg). Tento tlak, označován také jako Onkotický tlak, napomáhá výměně kyslíku a živin mezi krví v kapiláře a mezibuněčným prostorem. Naopak menší, Osmotický tlak, v žilním systému s hodnotou cca 2 kPa (cca 15 mmHg) podporuje přesun oxidu uhličitého a odpadních látek z mezibuněčného prostoru do kapiláry. Kapiláry tvoří husté sítě ve všech orgánech a tkáních živého organismu.



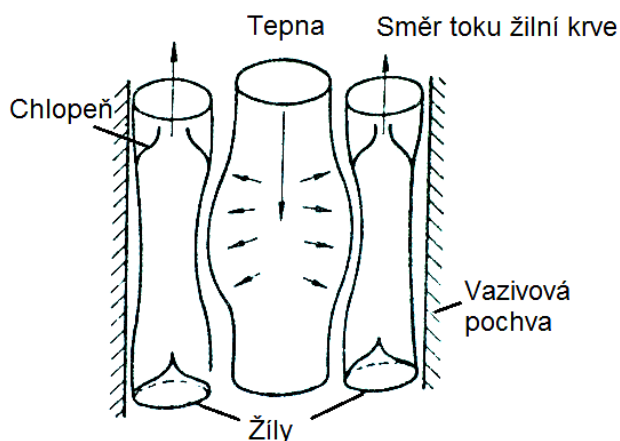
Obrázek 2.5: Schéma kapiláry [2]

Tlak v žilách klesá směrem k srdci, a to přibližně z hodnoty 2 kPa (cca 15 mmHg) v kapilárách na tlak blízký nulové hodnotě v horní a dolní duté žíle. Nejnížší tlak žilního systému je v pravé síni, ve které může vzniknout i nepatrný podtlak, jenž napomůže krvi proudit směrem k srdci. Největší žilní návrat je při vdechu, kdy se hodnota nitrohrudního podtlaku zvyšuje a klesá tlak v pravé síni.

Stavba žilní stěny je rozdílná u žil umístěných nad a pod srdcem. Nad srdcem je žilní tlak ovlivněn gravitací, která napomáhá návratu krve do srdce. Ve stěně je proto jen slabě vyvinutá vrstva hladkého svalstva a převládá elasto-kolagenní vrstva žilní stěny. Naproti tomu v žilách pod srdcem, kde je vyšší žilní tlak, je ve stěnách silná vrstva svaloviny, která postupným smršťováním umožňuje průtok krve. Zde žíly obsahují speciální chlopně, jenž napomáhají proudění krve směrem k srdci a zabráňují zpětnému proudění krve, které je v opačném směru podporováno gravitačním zrychlením

Země. Jsou vytvořeny především v místech, kde se připojují žilní přítoky. Jedná se hlavně o dolní končetiny, zde žilní chlopně udržují krev v aktuální pozici. [2]

Výhradně v dolních končetinách se na žíly uplatňuje tzv. svalová pumpa. Svaly dolní končetiny při pohybu stlačují žilní stěnu a s pomocí žilních chlopní napomáhají vést krev směrem k srdci. Tepna a žíla bývají rovněž uzavřeny a spojeny ve společné vazivové pochvě. Toto spojení tepny a žíly způsobuje, že se tlaková pulsace a odpovídací rozšíření tepny přenesou na žílu a její obsah. Při správné funkci žilních chlopní tlaková vlna v tepně stiskne úsek žíly mezi dvěma chlopněmi a vytlačí z něho krev směrem k srdci.



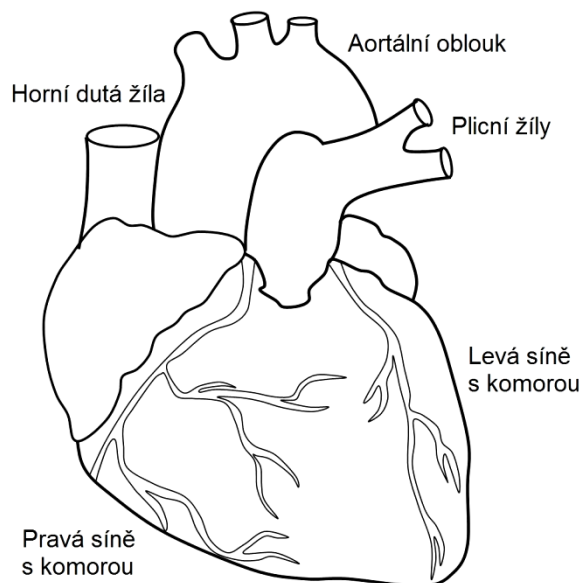
Obrázek 2.6: Tok žilní krve [2]

Při poškození žilních chlopní dochází k obousměrnému proudění krve, což vede k namáhání žilní stěny. Krev tekoucí proti směru proudění působí jako odpor pro krev tekoucí k srdci a ovlivňuje tak setrvačnost (*inertii*) žilní krve proudící k srdci.

2.4. Srdce jako cirkulační jednotka

Srdce je ústředním orgánem krevního oběhu. Lidské srdce slouží jako hlavní zdroj cirkulace krve v organismu. Srdce je rozděleno do čtyř komor: dvě síně a dvě komory. Srdeční komory jsou hlavním výkonným orgánem srdce. Každá komora má svou síň, ze které se zásobuje krví. Pravá síň s pravou komorou zajišťují sběr odkysličené krve z organismu a její přesun do plic. Levá síň s levou komorou udílí energii krvi proudící do celého cévního systému. Krev v srdci proudí jedním směrem, zpětnému toku zabraňují srdeční chlopně. Srdce je uzavřeno v ochranném vaku (*perikard*), který také obsahuje malé množství tekutiny, z důvodu ochrany srdce proti nárazu a jeho následného poškození. Stěny srdce se skládají ze tří vrstev: epikardu, myokardu a endokardu.

Krev s nízkým obsahem kyslíku se z krevního oběhu dostane do pravé síně pomocí horní a dolní duté žíly, ze které následně přechází do pravé komory. Odtud je krev čerpána do plicního oběhu, kde se z ní vylučuje škodlivý oxid uhličitý a váže na sebe opět molekuly kyslíku. Okysličená krev se pak vrací do levé síně, prochází levou komorou, ze které je vypuzována do aorty. Srdce udává krvi tok stahováním své levé komory předem naplněné okysličenou krví. Rychlost a objem vypuzené krve závisí na fyzickém stavu srdeční svaloviny. V případě jakéhokoli onemocnění či zranění srdeční svaloviny dochází k vážnému ovlivnění cirkulace krve.



Obrázek 2.7: Lidské srdce [5]

Dostatečná funkčnost srdce se určuje porovnáním měřených hodnot testovaného srdce s hodnotami předepsanými. Hodnoty srdečních parametrů má každý lidský organismus odlišné. Závisí na pohlaví, váze, věku a fyzické kondici jedince. I přes všechny odlišnosti lidského organismu, jsou předepsány průměrné hodnoty srdeční činnosti, které by mělo každé srdce splňovat nebo se alespoň k těmto hodnotám přiblížit.

Tabulka 2.1: Průměrné parametry lidského srdce

Parametr	Označení	Hodnota	Jednotka
Tepová frekvence	HR ³	70 - 80	Tepů za minutu
Minutový srdeční objem	MV ⁴	5,5 - 6	Litrů za minutu
Tepový objem	SV ⁵	60 - 70	Mililitrů za jeden tep
Systolický tlak	Systolic blood pressure	120 – 220	mmHg ; (0,16 – 0,293) bar
Diastolický tlak	Diastolic blood pressure	80 – 120	mmHg ; (0,1 – 0,16) bar
Srdeční výdej	MCO ⁶	4 - 8	Litrů za minutu

$$MCO = SV \cdot HR [l/min] \quad (2.1)$$

Minutový srdeční výdej (*MCO*) se udává v minutových intervalech a je jedním z nejdůležitějších parametrů popisující správnou funkčnost kardiovaskulárního systému a samotného srdce. Určuje, kolik krve srdce přečerpá za jednu minutu. Je dán součinem klidové tepové frekvence (*HR*) a tepovým objemem (*SV*). [1]

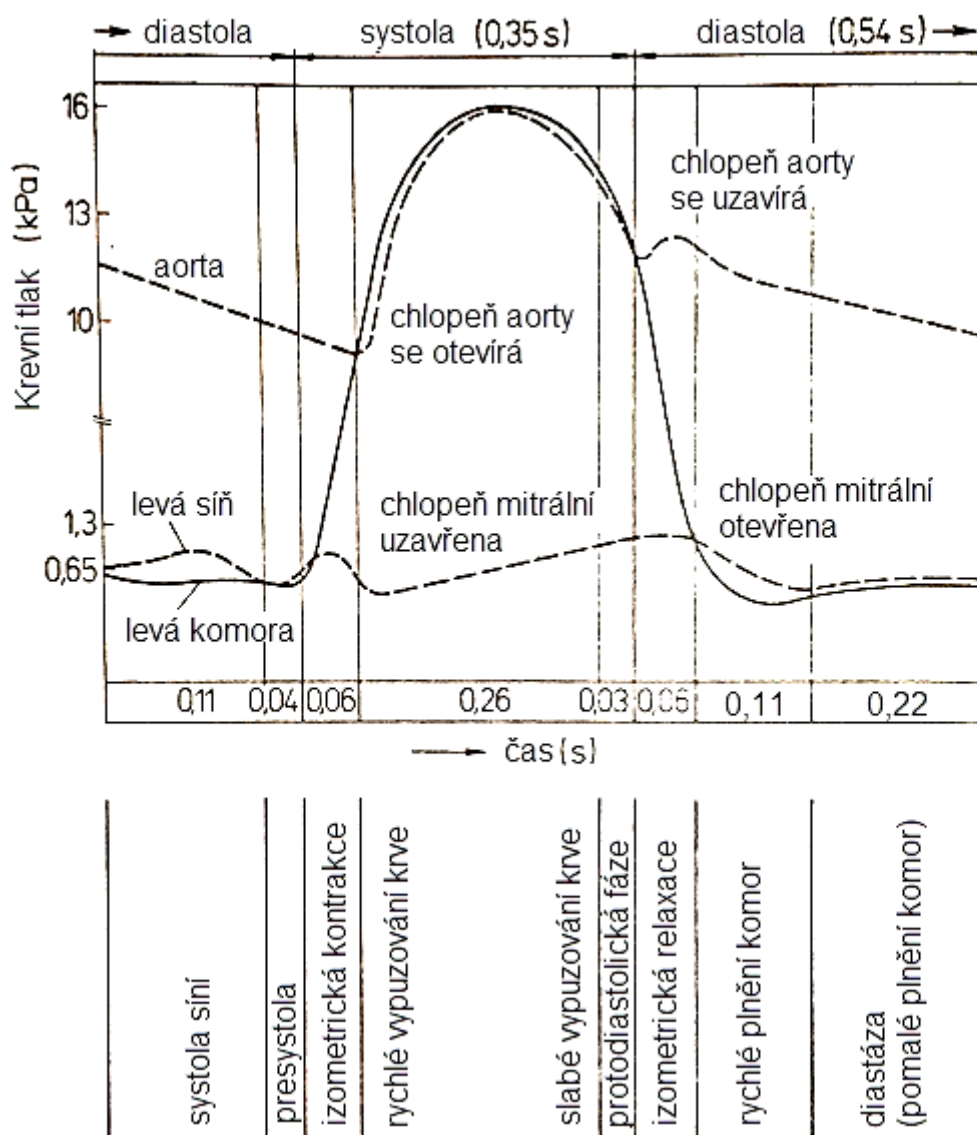
³ Heart Rate

⁴ Minute volume

⁵ Stroke volume

⁶ Minute acardiac output

Srdeční činnost společně se srdečními a aortálními chlopněmi je popsána na snímku 2.4. Při stahu levé komory se vlivem přetlaku uzavírá mitrální chlopeň spojující levou síň s levou komorou. Vyrůstajícím tlakem se otevře aortální chlopeň, skrz kterou je krev z levé srdeční komory vypuzena směrem do aorty. Krevní tlak v aortě rychle vystoupá na hodnotu systolického tlaku. Při uzavření aortální chlopně klesá krevní tlak v levé komoře na minimální hodnotu blízkou 0 mmHg. Zatímco hodnota krevního tlaku v aortě a tepnách klesne díky cévní roztažnosti pouze na hodnotu diastolického tlaku. Levá komora se následně pomalu plní krví z levé síně přes mitrální chlopeň. Cyklus se stále opakuje v závislosti na srdeční frekvenci.



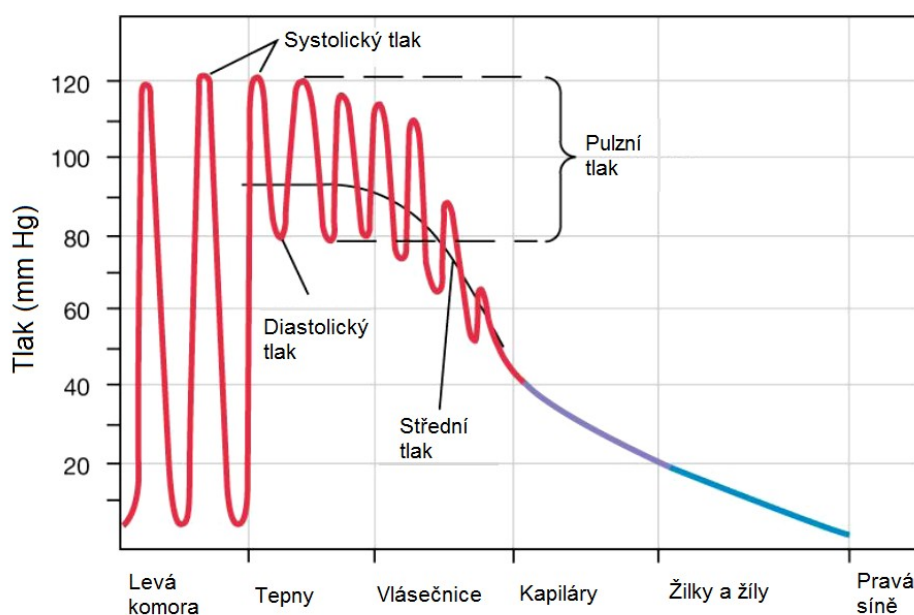
Obrázek 2.8: Znázornění krevního tlaku v aortě a srdci [2]

2.5. Krevní tlak

Správnou funkčnost oběhového systému vyjadřuje střední krevní tlak, jehož hodnota by měla být konstantní v celém tepenném systému až po začátek úseku s velkou četností resistencí tepenného řečiště neboli úseku s velkým rozvětvením cév.

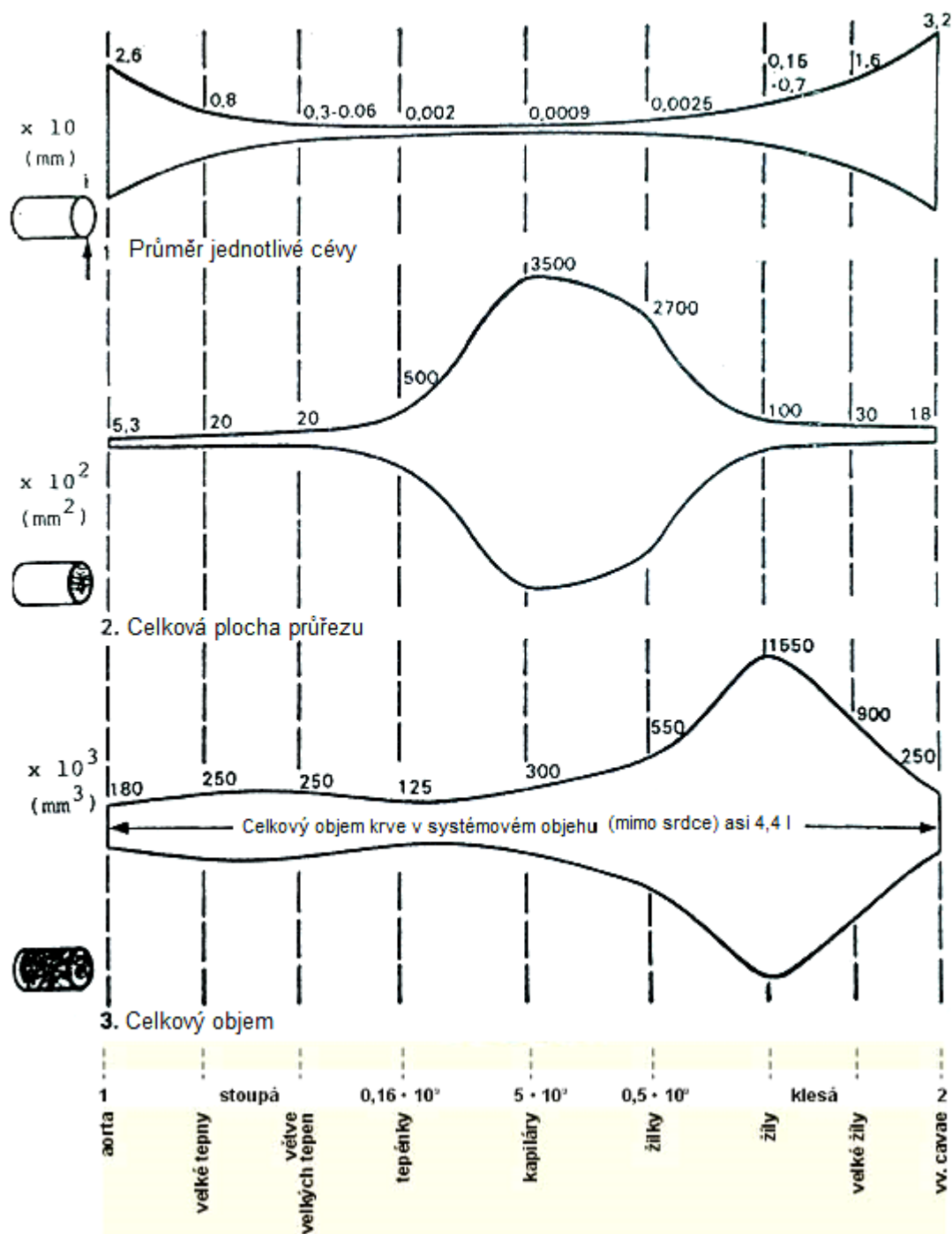
$$P_{ST} = \frac{1}{3} P_{SYS} + \frac{2}{3} P_{DIAS} [Pa] \quad (2.2)$$

Střední hodnota krevního tlaku (P_{ST}) je určena součtem 1/3 hodnoty systolického tlaku (P_{SYS}) a 2/3 hodnoty diastolického tlaku (P_{DIAS}). Poměr je dán zastoupením systoly a diastoly v jednom pulzu. Střední tlak je konstantní ve velkých tepnách. Při větvení na tepny s menším průměrem dochází ke snižování středního tlaku. Tlak v samotných tepnách je ovšem nepřímo úměrný čtvrté mocnině průměru tepny. Z toho vyplývá, že v menších cévách bude tlak větší než v cévách velkých. Klesání střední tlakové křivky na rozhraní tepen, vlásečnic a kapilár způsobuje ve výsledku jejich velká četnost v kardiovaskulárním systému. Velkých cév je v cévním systému méně, oproti tomu vlásečnic je v lidském organismu velice mnoho. Díky tomu je celková plocha vlásečnic mnohonásobně větší než plocha velkých cév, což způsobuje snižování středního tlaku směrem od srdce ke kapiláram.



Obrázek 2.9: Tlaky v cévním systému

Levá komora při aktivaci zvýší tlak v tepenném řečišti z minimální hodnoty, která je přibližně 8 mmHg, na hodnotu systolickou, což je nejvyšší hodnota krevního tlaku vznikající při stahu komor, průměrně 120 mmHg. Při vyprazdňování levé komory do aorty se tlak krve v levé komoře postupně zmenšuje až na minimální hodnotu. Ve velkých tepnách dochází vlivem roztažnosti stěny tepny k udržení krevního tlaku na průměrné hodnotě 80 mmHg i při plnění levé komory srdeční. Se zvětšující se vzdáleností od srdce se průměr tepen snižuje. S tím je spojeno zvyšování odporu a tlaku v jednotlivých tepnách, ale zároveň zvětšování jejich počtu. Výsledná plocha cév na úrovni vlásečnic zajistí v konečném důsledku bezpečný tlak krve pro kapiláry.



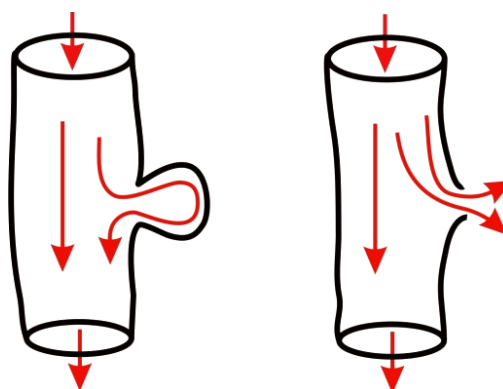
Obrázek 2.10: Vlastnosti jednotlivých cév (průsvit, plocha, objem protékané krve) [2]

Tlak krve se v žilním řečišti stále snižuje až na minimální hodnotu měřitelnou v pravé síni srdce. Střední tlak v aortě u průměrného člověka činí 93 mmHg. S postupem krevního proudu dále do těla hodnota středního tlaku klesá vlivem zmenšování průměru cév, zvyšování periferního odporu a zvětšování výsledné plochy cév. V horní části těla napomáhá zpětnému proudění krve k srdci gravitace Země. V dolní části těla se uplatňuje svalová pumpa společně s žilními chlopněmi.

3. Biomechanika kardiovaskulárního systému

Elastické vlastnosti cévního řečiště, odpor cévního řečiště a krevní setrvačnost v cévním řečišti jsou označovány v odborné terminologii jako biomechanika kardiovaskulárního systému. Elastičnost tepny je omezena dvěma faktory:

- **Mezí pružnosti:** σ_E – napětí, při kterém ještě nevzniká trvalá deformace (výdut' cévy)
- **Mezí pevnosti:** σ_P – napětí, při kterém se neporuší soudržnost tělesa (ruptura cévy)



Obrázek 3.1: výdut' (vlevo), ruptura (vpravo)

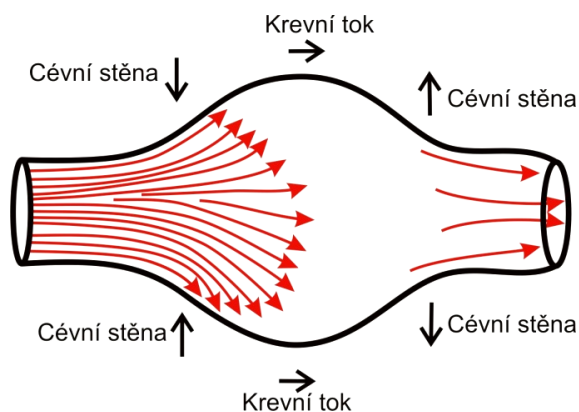
Oba faktory vychází z aktuální hodnoty normálového napětí (σ_n). Pomocí normálového napětí lze určit, kdy je deformace tahem/tlakem ještě pružná (mez pružnosti) a kdy je již deformace trvalá (mez pevnosti). Normálové napětí se vypočítá jako podíl deformující síly (F) a průřezu kolmého řezu (S), na který tato síla působí [6]:

$$\sigma_n = \frac{F}{S} \quad [Pa] \quad (3.1)$$

Mez pružnosti (σ_E) je největší hodnota normálového napětí, při kterém je deformace ještě pružná. Překročí-li normálové napětí tuto hodnotu, zůstává těleso deformováno trvale. Pokud se bude normálové napětí stále zvětšovat a jeho hodnota překročí i mez pevnosti (σ_P), dojde k porušení soudržnosti materiálu.

3.1. Cévní roztažnost

Cévní roztažnost, neboli *vessel compliance*, označuje pružnou deformaci stěny cév během srdečního cyklu. Schopnost hromadění a uvolňování krve cévami, tedy pružná deformace cév závisí na elastinu, kolagenu a svalovině obsažené v cévní stěně. Roztažnost cév je hlavně využívána pro přeměnu pulzního toku krve na kontinuální tok. Fyzikálně se jedná o přeměnu kinetické energie krevního proudu v energii potenciální, danou napětím cévní stěny. Míra roztažnosti cévní stěny ovlivní objem a tlak proudící krve v celém organismu.



Obrázek 3.2: Cévní roztažnost

Cévní roztažnost lze určit měřením provedeným na konkrétní cévě nebo výpočtem ze známých parametrů konkrétní cévy. Měřením roztažnost určíme pomocí vstupního (F_i) a výstupního (F_o) krevního průtoku cévou. [6]

$$F = F_i - F_o \text{ [ml/s]} \quad (3.2)$$

Rozdíl těchto průtoků odpovídá rychlosti změny krevního objemu v cévě a souvisí se změnou tlaku uvnitř cévy. Za předpokladu lineárního vztahu je možné použít vzorec [6]:

$$F = C_c \frac{dP}{dt} \text{ [ml/s]} \quad (3.3)$$

kde

P - tlak uvnitř cévy [Pa]

C_c - je konstanta vyjadřující roztažnost cévy [ml/Pa]

Výpočet cévní roztažnosti ze známého modulu roztažnosti cévní stěny je možný na základě známé viskozity krve (μ), známé délky úseku cévy (L) a poloměru cévy (r) [6]:

$$C = \frac{3 \cdot L \cdot \pi \cdot r^3}{2 \cdot E \cdot h} \text{ [m}^3/\text{Pa]} \quad (3.4)$$

kde

μ - viskozita krve [Pa · s]

L - délka úseku cévy [m]

r - vnitřní poloměr cévy [m]

E - Youngův modul pružnosti [Pa]

h - tloušťka cévní stěny [m]

Míru roztažnosti lze také určit pomocí Youngova modulu pružnosti. K tomuto výpočtu je nutné znát kompletní stavbu a vlastnosti konkrétní cévy. Youngův modul pružnosti lze vyjádřit z Moens-Kortewegova vzorce pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny. [6]

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}} \text{ [m/s]} \quad \rightarrow \quad E = \frac{PWV^2 \cdot 2 \cdot r \cdot \rho}{h} \text{ [Pa]} \quad (3.5)$$

Aby bylo možné Youngův modul pružnosti (E) vypočítat, je třeba znát přesnou rychlost pulzní vlny (PWV) v cévě, poloměr cévy (r), šířku cévní stěny (h) a v neposlední řadě hustotu proudícího média (ρ), v daném případě krve.

3.2. Cévní odpor

Cévní odpor, neboli *vessel resistance*, představuje odpor periferního řečiště. Jedná se o odpor působící na krev při průchodu arteriálním řečištěm. Odpor cév závisí na viskozitě krve, průměru cév, vzdálenosti od srdce, tlaku a průtoku krve v cévách. Cévní odpor vzniká při průchodu média z cév s větším průměrem do cév s menším průměrem. Nepatrný cévní odpor vzniká také v samotné cévě v blízkosti cévní stěny, jejíž vnitřní povrch není pro krev dokonale kluzký. Z toho vyplývá, že se krev šíří rychleji ve středu cévy než u její stěny. Cévní odpor lze zjednodušeně vyjádřit jako podíl rozdílu tlaku (P) na začátku a konci měřené cévy a průtoku v cévě (F). [6]

$$R_c = \frac{\Delta P}{F} \text{ [Pa} \cdot \text{s/ml]} \quad (3.6)$$

Výpočet cévního odporu v přesně definované délce cévy je možné na základě známé viskozity (μ) krve, délky měřeného úseku (L) a průměrného průsvitu zmiňovaného úseku (r) [6]:

$$R = \frac{8 \cdot L \cdot \pi \cdot \eta}{(\pi \cdot r^2)^2} \text{ [Pa} \cdot \text{s/m}^3] \quad (3.7)$$

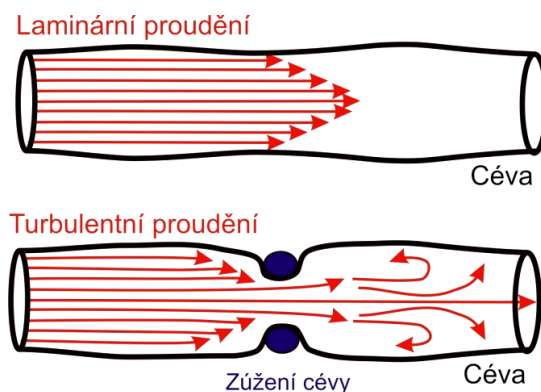
kde

η - viskozita krve [$\text{Pa} \cdot \text{s}$]

L - délka úseku cévy [m]

r - vnitřní poloměr cévy [m]

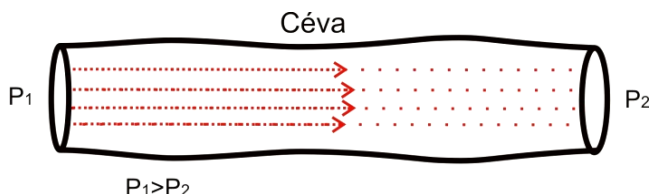
Ze vzorce vyplývá, že cévní odpor je dán průměrem cévy. Při konstantní délce cévy a zmenšujícím se průsvitu cévy se cévní odpor čtyřnásobně zvětšuje. Tento vztah potvrzuje pravidlo, že s rostoucí vzdáleností od srdce klesají průsvity jednotlivých cév a tímto roste jejich cévní odpor.



Obrázek 3.3: Krevní průtok

3.3. Krevní setrvačnost

Setrvačnost krve (*blood inertia*) představuje urychlení krevního proudu činností srdce. Je dána rozdílnou hodnotou tlaku na obou koncích cévy. Krev je následně uvedena do pohybu důsledkem vyššího tlaku na jednom konci cévy oproti nižšímu tlaku na konci druhém. V závislosti na míře rozdílu tlaku je krvi udělen tok ve směru většího tlaku.



Obrázek 3.4: Krevní setrvačnost

Základní vyjádření je [6]:

$$\Delta P = L_c \frac{dF}{dt} [Pa] \quad (3.8)$$

kde

P - tlak uvnitř cévy [Pa]

F - průtok cévou [ml/s]

L_c - představuje setrvačnost krve [Pa.s²/ml]

$$L = \frac{9 \cdot L \cdot \rho}{4 \cdot \pi \cdot r^2} [Pa \cdot s^2/m^3] \quad (3.7)$$

kde

ρ - hustota krve [kg/m³]

L - délka úseku cévy [m]

r - vnitřní poloměr cévy [m]

Všechny tyto vlastnosti jsou dány stavbou konkrétní cévní stěny. Tepny a žíly v důsledku rozdílné stavby cévní stěny mají odlišné hodnoty jednotlivých parametrů.

4. Vznik a šíření pulzní vlny

Tvar pulzní vlny a její šíření v cévách je jedním z hlavních ukazatelů stavu cévního systému. Na jejím základě bývá stanovena řada parametrů týkajících se zdravotního stavu pacienta. Od rychlosti a intenzity pulzní vlny se odvíjí aktuální tepová frekvence. Srdeční frekvence je nejčastěji stanovovaný parametr určující množství pulzních vln za minutu. Spolu s tepovým objemem vypovídá o síle a zdravotním stavu srdce v klidovém stavu i při fyzické zátěži.

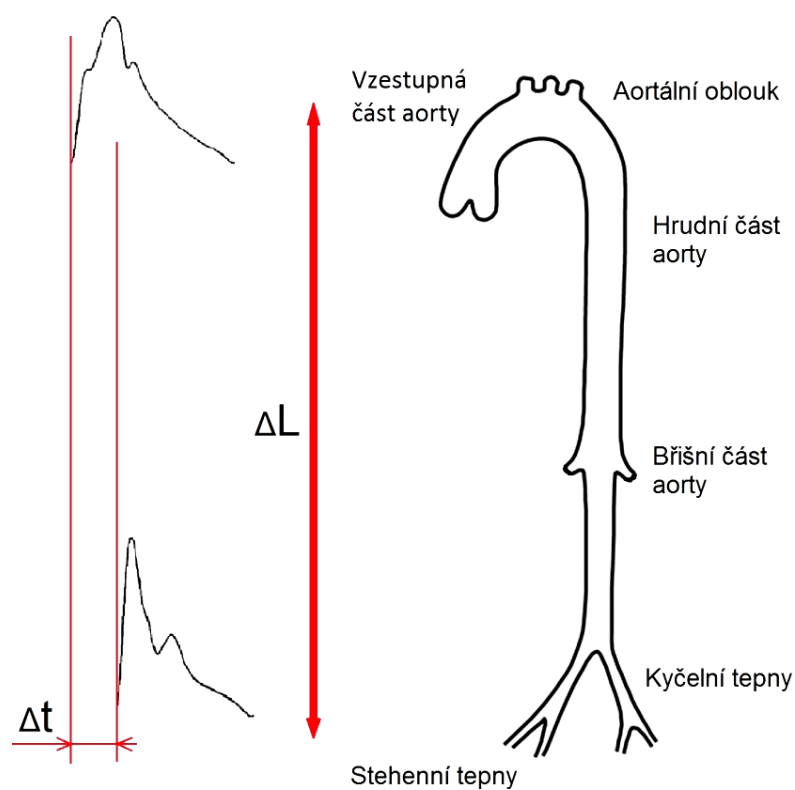
Pulzní vlna je vyvolána vypuzením krve z levé srdeční komory do aorty, odkud se šíří dalšími tepnami do celého těla. Při ejekci srdce jsou rozlišovány tři typy pulzní vlny: tlaková, objemová a proudová vlna.

- **Objemová vlna** představuje množství krve vypuzené levou komorou do cévního systému.
- **Tlaková vlna** vyjadřuje míru roztažení (elasticitu) stěny tepny při pulzu.
- **Proudová vlna** představuje urychlení krevního sloupce během pulzu.

Nejběžněji určovaným typem pulzní vlny je vlna objemová. Při postupu krve cévou roztahuje její objem stěnu tepny, což je možné nahmatat na kůži jako tep. Průběh pulzní vlny je dán vzdáleností měřeného místa od srdce. Proudová vlna naopak představuje urychlení krevního sloupce během pulzu a svou sílu soustředí podél cévní stěny. Velikost proudové vlny je přímo úměrná rychlosti proudící krve a její viskozitě a nepřímo úměrná poloměru cévy. Tlaková vlna je přímo úměrná krevnímu tlaku (P), poloměru cévy (r) a nepřímo úměrná šířce cévní stěny (h). [6]

$$P = \frac{\Delta P \cdot r}{h} \quad [Pa] \quad (4.1)$$

U zdravého člověka má tlaková vlna ve vzestupné části aorty rychlý náběh na hodnotu systolického tlaku. Díky elasticitě cévní stěny a odražené, sekundární tlakové vlně má naopak sestupná část tlakové vlny pomalý průběh až k hodnotě diastolického tlaku. Tlaková vlna v periferním řečišti je zpožděná o vzdálenost od srdce a její průběh je výrazně odlišný. Jak tlaková vlna postupuje krevním řečištěm, dochází ke změnám pulzního tlaku, zatímco střední tlak zůstává neměnný. Amplituda pulzního tlaku se zvětšuje převážně zvyšováním systolického krevního tlaku. Což je dáno zmenšováním průměru cév a zvyšováním četností rezistenčních úseků.



Obrázek 4.1: Šíření pulzní vlny

Určení rychlosti šíření pulzní vlny (PWV^7) je v podstatě číslkové vyjádření proudové pulzní vlny. [6]

$$PWV = \frac{\Delta L}{\Delta t} [m/s] \quad (4.2)$$

kde

PWV - rychlost šíření pulzní vlny [m/s]

Δt - doba zpoždění pulzní vlny mezi měřícími body [s]

ΔL - vzdálenost uražená mezi měřícími body [m]

PWV lze určit přímým měřením na testovaném organismu nebo výpočtem z konkrétních parametrů. Rychlost šíření pulzní vlny je závislá jak na struktuře, tak na funkci cévní stěny. Mění se v závislosti na průměru cévy, jejich elastických vlastnostech, viskozitě krve a na vzdálenosti od srdce.

⁷ Pulse Wave Velocity

Rychlost šíření pulsní vlny popisuje Moens-Kortewegova rovnice [6]:

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}} [m/s] \quad (4.3)$$

kde

PWV - rychlost šíření pulsní vlny [m/s]

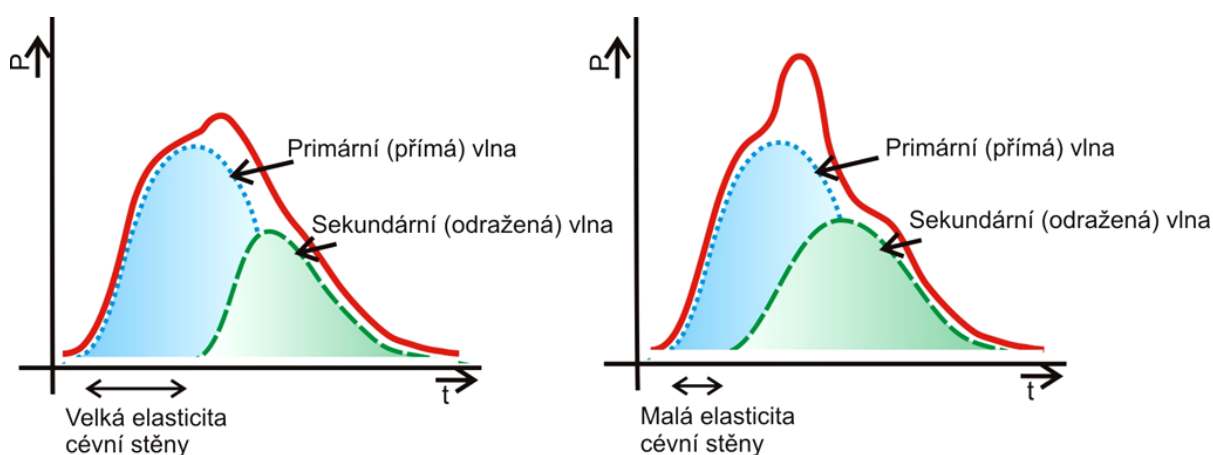
E - modul elasticity [Pa]

h - tloušťka stěny cévy [m]

r - vnitřní poloměr cévy [m]

ρ - hustota média [kg/m³]

Tvar pulsní vlny je dán součtem primární pulsní vlny způsobené ejekcí srdce a sekundárních (odražených) vln. Sekundární vlny vznikají stahováním stěn cév na přirozenou velikost po průchodu pulsní vlny, na počátku rezistenčního řečiště a na přechodech mezi jednotlivými průměry cév. U osob s poruchou elasticity aorty, kdy se stěna aorty dostatečně neroztáhne při vypuzení krve srdcem, dochází při srdečním výdeji k razantnímu navýšení tlaku a průtoku v tepnách. V souvislosti s tím vznikají odrazivé vlny již ve vzestupné části aorty, což ještě zvětší tlak výsledné pulsní vlny. Takto zatížené tepny nemohou dlouho vysoký tlak vydržet a na úrovni arteriál pak vznikají deformace. [7]



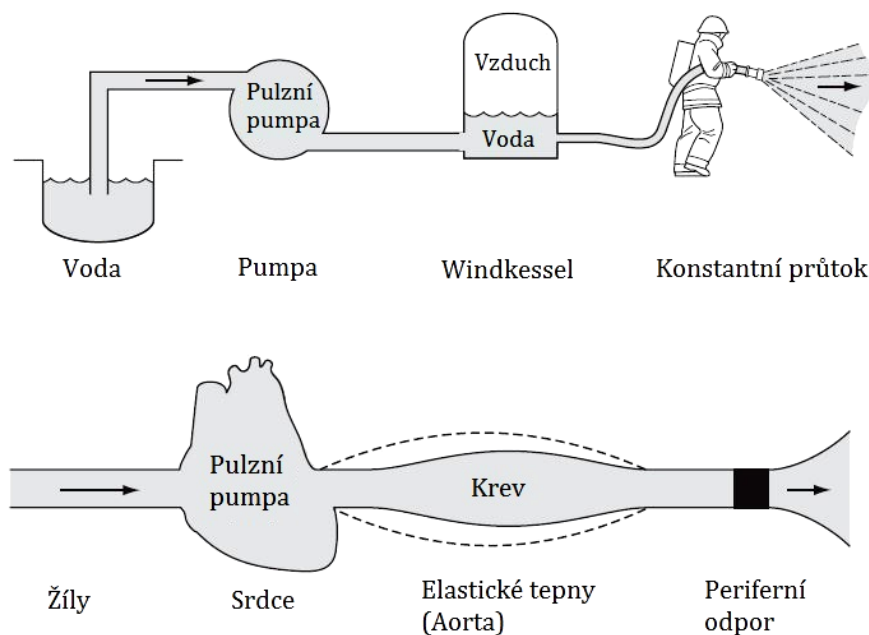
Obrázek 4.2: Vliv roztažnosti cévní stěny na pulsní vlnu

Vlastnosti primární tlakové vlny jsou závislé na funkci levé komory a následně na vlastnostech centrálních elastických tepen, zatímco sekundární vlna je dána především rychlostí šíření tlakové vlny a místem odrazu. Lidskou aortou projde při normální zátěži v průměru 60-70 pulzních vln za minutu. Aorta je v okamžiku ejekce naplněna krví pod tlakem přibližně 16 kPa. [8]

Snímání a záznam pulsní vlny zajišťuje přístroj zvaný pletysmograf. Rozlišujeme několik typů: mechanické (pneumatické), kapacitní, impedanční a fotoelektrické. V dnešní době je nejběžnějším typem pletysmografu fotoelektrický snímač fungující na principu průchodu světla měřenou tkání a vyhodnocení absorbovaného záření krví. Snímač je tvořen zdrojem a detektorem záření citlivého na krevní elementy. Rozlišujeme dva způsoby uspořádání a to transmisní a reflexní. Reflexní uspořádání zdroje a detektoru je výhodnější z hlediska jednostranného umístění kdekoli na kůži oproti transmisnímu, u něhož je nutné umístit měřenou tkáň mezi zdroj a detektor záření.

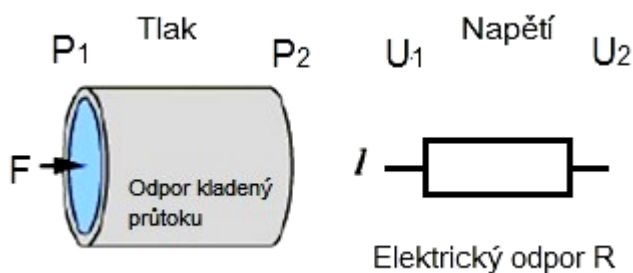
5. Windkesselův model

Windkesselův model je běžně používán pro modelování tlaků krve a objemového průtoku krve v aortě a ostatních cévách. Jedná se o popis přeměny pulzního toku krve vyvolaného srdeční činností na kontinuální krevní tok pomocí pružných vlastností elastických tepen. Tento princip lze analogicky přirovnat k pulznímu čerpadlu na vodu. Čerpadlo nasává vodu z nádrže, která pak protéká k výstupu přes speciální tlakovou nádobu. Tato nádoba je pod konstantním tlakem, díky němuž se v nádobě absorbuje energie pulzů a tlak vody se tak vyrovnává. Následně již z tlakové nádoby teče plynulý proud vody.



Obrázek 5.1: Princip modelu [6]

Windkesselův model se také využívá pro výpočty a prezentaci zatížení lidského srdce v průběhu srdečního cyklu. Hlavní myšlenka Windkesselova modelu spočívá v tom, že je možné cévu nebo jen její část, nahradit sérii elektrických prvků představující elektrický odpor, kapacitu a indukčnost. V závislosti na vlastnostech cévy je možné přesně vypočíst hodnoty elektrických součástek a elektricky tak simulovat cévní systém. Toho se po té využívá v matematických modelech a výpočtech prováděných výpočetní technikou.



Obrázek 5.2: Základní analogie mezi kardiovaskulárním a elektrickým systémem

Průtok krve cévami (F) je možno vyjádřit jako elektrický proud (I). Tlak v cévách (P) představuje elektrické napětí (U). Samotný periferní odpor v cévách (R) je dán viskozitou krve a průměrem cévy, kterou protéká. Cévní odpor je v elektrickém obvodu simulován rezistorem.

Poiseuilleův zákon pro kapaliny [12]:

$$F = \frac{P_1 - P_2}{R} \text{ [ml/s]} \quad (5.1)$$

kde

F - průtok kapaliny [ml/s]

P - tlak kapaliny [Pa]

R - odpor kladený kapalině při průchodu [Pa · s/ml]

Ohmův zákon pro elektrické obvody [12]:

$$I = \frac{U_1 - U_2}{R} \text{ [A]} \quad (5.2)$$

kde

I - protékající proud [A]

U - napětí [V]





R - elektrický odpor [Ω]

Tabulka 5.1: Analogie mezi kardiovaskulárním systémem a elektrickým systémem

Cévní systém	Elektrický systém
Krevní objem (V)	Elektrický náboj (Q)
Průtok (F)	Proud (I)
Tlak (P)	Napětí (U)

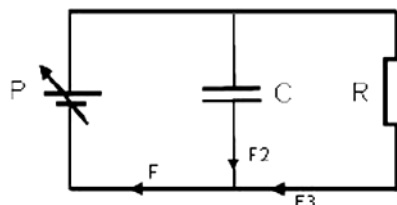
Cévní chlopně, které regulují jednosměrný tok krve v cévách, lze modelovat pomocí diod. Tento elektronický prvek nemá žádnou nastavitelnou hodnotu, pouze orientaci možného toku.

Tabulka 5.2: Analogie mezi kardiovaskulárním a elektrickým systémem

$P = FR_c$	Cévní odpor		$V = IR_e$
$C_c \frac{dP}{dt} = F$	Pružná deformace cévy		$C_e \frac{dV}{dt} = I$
$L_c \frac{dF}{dt} = P$	Krevní setrvačnost		$L_e \frac{dI}{dt} = U$
$F = \begin{cases} 0 & \text{if } P < 0 \\ \frac{P}{R_c} & \text{if } P \geq 0 \end{cases}$	Chlopně		$F = \begin{cases} 0 & \text{if } V < 0 \\ \frac{U}{R_e} & \text{if } V \geq 0 \end{cases}$

Céva nebo skupina cév živého organismu může být vyjádřena pomocí elektrických součástek zapojených dle předem určeného schématu, které popisuje právě Windkesselův model. Podle známých vlastností konkrétní cévy, lze elektrické součástky zapojit tak, aby více či méně simulovaly danou cévu. Pokud nejsou známy všechny vlastnosti cévy, lze cévu pomocí elektrických součástek nasimulovat, ale zapojení nelze považovat za přesné. Vše se odvíjí od známých parametrů cév a nahrazením těchto hodnot elektrickými součástkami v konkrétním Windkesselově modelu.

5.1. Windkesselův model se dvěma moduly:



Obrázek 5.3: Dvou parametrový Windkesselův model [12]

Jedná se o základní model obsahující pouze dva elektrické prvky simulující parametry cévy. Model obsahuje zdroj elektrické energie, jenž představuje činnost lidského srdce (cirkulaci krve). Dále obsahuje kondenzátor, který modeluje pružnou deformaci cév a odpor představující průchod krve z aorty do užších arterií. [12]

$$F = F_2 + F_3 \quad \rightarrow \quad F = \frac{P}{R} + C_c \frac{dP}{dt} \quad [ml/s] \quad (5.3)$$

kde

F - průtok kapaliny $[ml/s]$

P - tlak kapaliny $[Pa]$

R - odpor kladený kapalině při průchodu $[Pa \cdot s/ml]$

Cévní odpor (R) společně s cévní roztažností (C) je možné vypočítat ze známých hodnot konkrétní cévy nebo její části. Vychází se z rozdílu tlaků (ΔP) měřených na začátku a konci cévy. Dále je nutné znát přesnou hodnotu viskozity krve (η), konkrétní délku cévy (L) a poloměr cévy (r).

$$(P_1 - P_2) = v \frac{\eta L 8}{r^2} \quad [Pa] \quad (5.4)$$

Cévní roztažnost (viz. Kapitola 3.1):

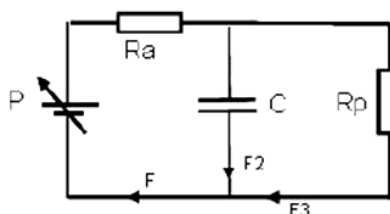
$$C = \frac{3 \cdot L \cdot \pi \cdot r^3}{2 \cdot E \cdot h} \quad [m^3/Pa] \quad (5.5)$$

Cévní odpor (viz. Kapitola 3.2):

$$R = \frac{8nL}{\pi r^4} \quad [Pa \cdot s/m^3] \quad (5.6)$$

Tento model zanedbává řadu parametrů, které se v lidském organismu a cévě dějí. Nelze jej tedy považovat za přesnou náhradu části cévy nebo celého cévního systému živého organismu.

5.2. Windkesselův model se třemi moduly:



Obrázek 5.4: Tři parametrový Windkesselův model [12]

Rozšiřujícím parametrem ve Windkesselově modelu třetího řádu je rezistor, který představuje průtok krve aortální chlopní. Tedy další ovlivnění (narušení) plynulého toku krve. [12]

$$\left(1 + \frac{R_a}{R_p}\right)F + C_c R_a \frac{dF}{dt} = \frac{P}{R_p} + C_c \frac{dP}{dt} \quad (5.7)$$

kde

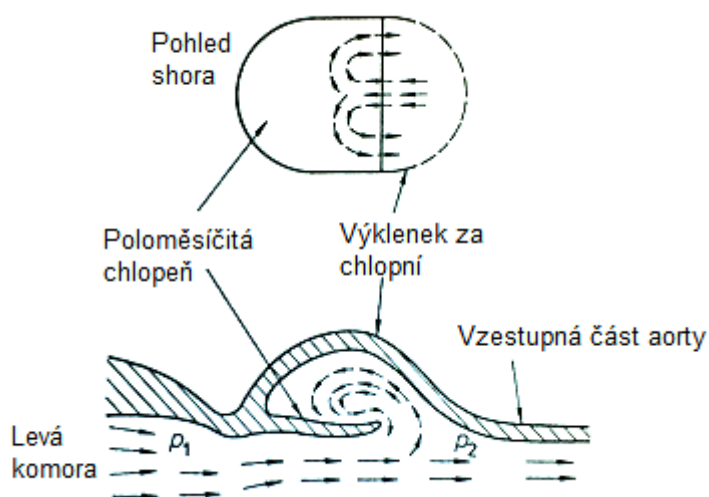
R_a - odpor představující cévní odpor [$Pa \cdot s/ml$]

R_p - odpor představující průtok aortální chlopní [$Pa \cdot s/ml$]

C_c - cévní roztažnost [$m \cdot Pa$]

F - průtok kapaliny [ml/s]

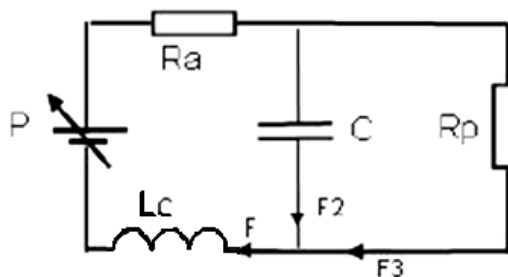
Aortální chlopeň svým umístěním a funkcí významně ovlivňuje krevní proud. Při otevření chlopně se část krevního proudu dostává mezi stěnu tepny a rozevřený cíp chlopně.



Obrázek 5.5: Princip činnosti aortální chlopně [2]

Krev zabraňuje přichycení cípu chlopně ke stěně cévy, což napomáhá správnému uzavření aortální chlopně. S tím je ovšem spojen vznik turbulentního proudění v krevním proudu.

5.3. Windkesselův model se čtyřmi moduly:



Obrázek 5.6: Čtyř parametrový Windkesselův model [12]

Nejpřesnější uspořádání elektrických součástek věrohodně simulující chování části jedné cévy. Přidaná cívka v obvodu představuje krevní setrvačnost působící v cévách organismu. [12]

$$\left(1 + \frac{R_a}{R_p}\right)F + \left(R_a C_c + \frac{L_c}{R_p}\right)\frac{dF}{dt} + L_c C_c \frac{d^2 F}{dt^2} = \frac{P}{R_p} + C_c \frac{dP}{dt} \quad (5.8)$$

kde

R_a - odpor představující cévní odpor [$Pa \cdot s/ml$]

R_p - odpor představující průtok aortální chlopní [$Pa \cdot s/ml$]

C_c - cévní roztažnost [$m \cdot Pa$]

L_c - krevní setrvačnost [$Pa \cdot s^2/ml$]

F - průtok kapaliny [ml/s]

Krevní setrvačnost se vypočte dle vzorce uvedeného v kapitole 3.3:

$$L = \frac{9 \cdot L \cdot \rho}{4 \cdot \pi \cdot r^2} [Pa \cdot s^2/m^3] \quad (5.9)$$

Rozšířením modelu o další uvažované proměnné vlastnosti cévy a cévní stěny lze model mnohonásobně zpřesnit. Přesnost takového modelu je dána zvolenými parametry jednotlivých cév a jejich vypovídací hodnotou. Zapojením smyček modelující jednotlivé cévy lze vytvořit jednu velkou smyčku simulující činnost cév v celém živém organismu. Takto vytvořený obvod by byl velice složitý, ovšem reálně by simuloval nejen děje v jednotlivých cévách, ale rovněž oběhovou soustavu jako celek.

6. Rešerše

Mockova cirkulační smyčka není příliš probírané a diskutované téma. Z toho důvodu není příliš velká ani informovanost veřejnosti o této metodě modelování činnosti kardiovaskulárního systému pomocí mechanických prvků.

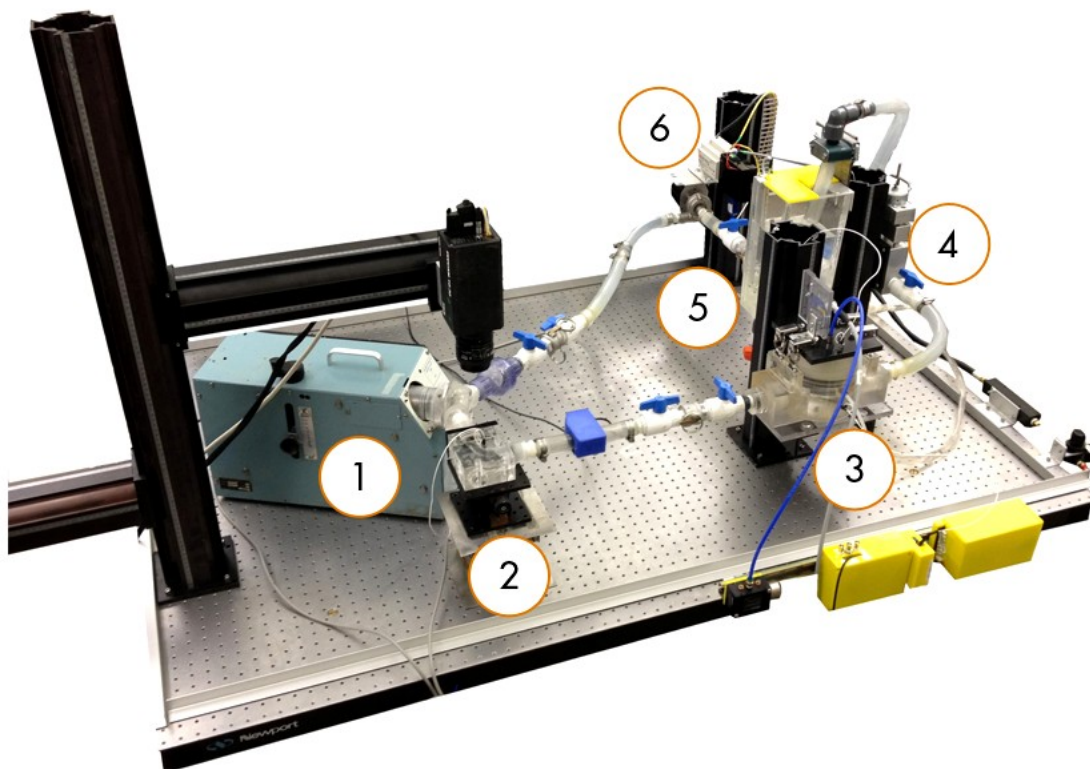
Z nalezených článků a úryvků jsem se snažil pochopit podstatu Mockovy cirkulační smyčky. Nashromáždil jsem všechny potřebné informace nutné pro výrobu a zprovoznění smyčky tak, aby simulovala lidský kardiovaskulární systém. Ve všech zmíněných článcích jsem se snažil nalézt výhody, zlepšení a nové úpravy Mockovy cirkulační smyčky, abych je následně mohl využít při tvorbě vlastní smyčky. Na druhou stranu jsem se také snažil nalézt chyby a nedostatky v jednotlivých článcích, a případně se jim vyvarovat při tvorbě vlastní smyčky.

Název: Implementace plně Automatické Mockovy cirkulační smyčky

Autor: Charles E. Taylor

Publikováno: Technické články Mathworks, 2013

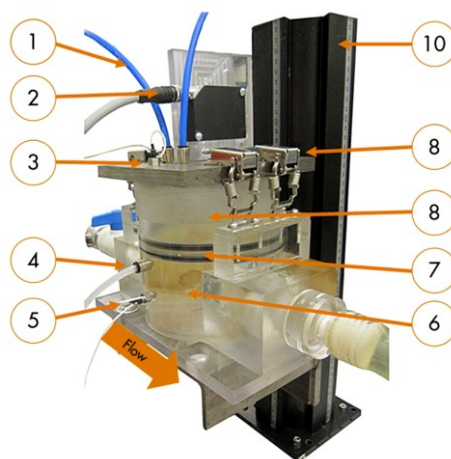
V článku je stručně rozebrán popis a konstrukce Mockovy cirkulační smyčky. Smyčka obsahuje mechanické čerpadlo speciálně vytvořené tak, aby přesně simulovalo činnost zdravého lidského srdce. Dále smyčka obsahuje průtokoměr, kompenzační nádobu, ventil simulující periferní odpor a sběrnou nádobu.



Obrázek 6.1: Mockova cirkulační smyčka

V obvodu je zakomponován ventil, který simuluje periferní odpor, tedy přechody mezi různými průměry cév a přechod na rozhraní kapilár. Z počátku byly všechny parametry jednotlivých částí smyčky nastavovány ručně. Následně byla provedena automatizace všech prvků obvodu, řízená mikroprocesorem. Tím se čas nastavení parametrů výrazně snížil. Vše bylo nejprve naprogramováno a simulováno v prostředí MATLAB - Simulink. Po vyladění všech chyb byla vytvořena fyzická smyčka. Díky přesnému nastavení tlaku v kompenzační nádobě, nastavení periferního odporu a nastavení rychlosti i objemu protékaného média, lze přesně simulovat různé genetické vady srdce nebo cévního systému. Konkrétní hodnoty jednotlivých prvků nejsou v článku bohužel uvedeny.

V článku byly podrobně rozepsány pouze dva prvky cirkulační smyčky, a to kompenzační nádoba (číslo 3 viz snímek 6.1) a periferní odpor (číslo 6 viz snímek 6.1). Kompenzační nádoba je rozdělena membránou, která odděluje oběhové médium od okolního prostředí. Nastavení tlaku vzduchu je prováděno automaticky v reálném čase. Tlaková komora obsahuje snímače tlaku, které snímají tlak proudícího média a podle potřeby nádoba automaticky zvýší nebo sníží vnitřní tlak. Tím vyrovnává změny a udržuje tlak na požadované hodnotě.



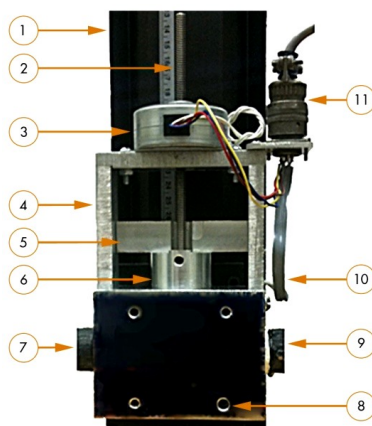
Obrázek 6.2: Kompenzační nádoba

1-tlaková nádoba včetně pneumatických vedení, 2-laserový snímač pohybu membrány, 3-pneumatický tlakový senzor, 4-odvzdušňovací potrubí, 5-hydraulický tlakový snímač, 6-hydraulická komora, 7-membrána kazety, 8-vzduchová komora, 9-svorky, 10-montážní kolejnice

Při využití tlakové nádoby s membránou nastal problém se zavzdušněním komory pod membránou v kapalně části. Proto byl použit také odvzdušňovací ventil. Je velice složité nalézt správný materiál membrány s odpovídající tuhostí a trvanlivostí. Byla provedena řada testů různých materiálů, než byl vybrán ten nejvhodnější. Opět se v článku neuvádí, který materiál je na membránu nejvhodnější.

Periferní odpor cév simuluje speciální ventil vyrobený na míru pro tuto aplikaci. Tento ventil musí být nastavitelný v plném rozsahu odpovídající součtu průměru všech cév v lidském organismu, aby byl schopen plně simulovat vnitřní prostředí. Je důležité znát všechny parametry materiálu a prvků použitých na ventil z důvodu přesného nastavení, následných matematických výpočtů a porovnání.

[10]



Obrázek 6.3: Ventil simulující periferní odpor

1- základová deska, 2- lineární pohon vodícího šroubu, 3- krokový motor, 4- odpor motoru rámu, 5- rotace výztuh bar, 6-píst, 7- vstupní tok, 8 - montážní otvory se závitem 9 - výstupní tok, potenciometr polohy, 10- konektor na desce

Pro mou práci je nejdůležitější sestavení funkční kompenzační nádoby simulující roztažnost cév. Článek přehledně popisuje jednotlivé díly, ze kterých je použitá kompenzační nádoba vyrobena. Nejsou ovšem uvedeny konkrétní hodnoty nastavení tlaku a objemů kompenzační nádoby. V článku je uvedeno také složení a funkčnost ventilu simulujícího periferní odpor. Jedním ventilem lze nasimulovat celkový odpor krevního řečiště. Nastavení takového parametru je velice náročné na přesnost a průtok média, proto je jeho konstrukce velice složitá.

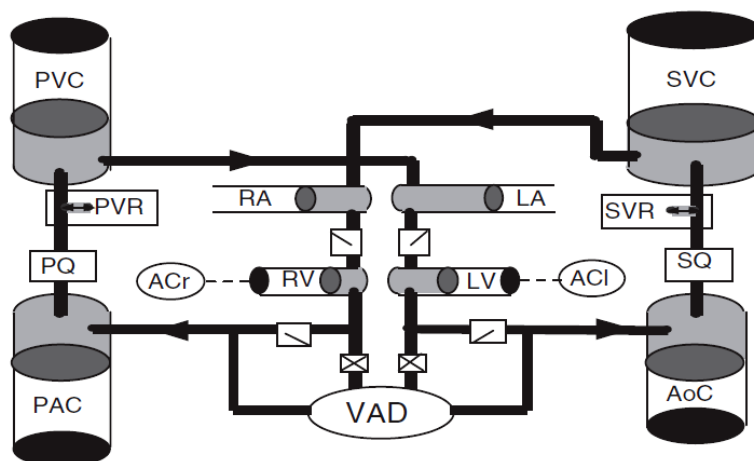
Název: A Complete Mock Circulation Loop for the Evaluation of Left, Right, and Biventricular Assist Devices

Autor: Daniel Timms, Mark Hayne, Keith McNeil, Andrew Galbraith

Publikováno: Artificial Organs, 2005

Článek byl vytvořen za účelem seznámit širokou veřejnost s novou metodou hodnocení a testování lékařských zařízení sloužících k podpoře srdeční činnosti a funkce kardiovaskulárního systému. Článek popisuje Mockovu cirkulační smyčku jako náhradu za lidský oběhový systém. Testování nových zařízení je na tomto obvodu, simulujícím lidský oběhový systém, jednodušší, levnější a hlavně není třeba zatěžovat samotného pacienta či provádět testování na zvířatech. Článek ovšem vychází z faktu, že není zcela možné nasimulovat všechny děje v lidském oběhovém systému. Existuje mnoho proměnných působících na jednotlivé části oběhové soustavy.

Kompletní model oběhové soustavy byl vybudován jako smyčka obsahující srdce a cévní komponenty tělního a plicního oběhu. Jednotlivé hodnoty byly zjištěny z reálného kardiovaskulárního systému a přiřazeny funkčním parametrům vytvořené smyčky. Smyčka byla navržena pro simulaci malého i velkého krevního oběhu současně. Srdce je modelováno řadou vzduchových kompresorů, které simulují obě komory i síně. Vše je mezi sebou propojeno běžnými PVC hadicemi bez bližší určených parametrů.



Obrázek 6.4 Oběhová smyčka

RA / RV – vzduchové kompresory modelující pravou síň a pravou komoru; LA / LV – vzduchové kompresory modelující levou síň a komoru srdeční; PAC – kompenzační nádoba modelující plicní tepny; PVC – kompenzační nádoba modelující plicní žíly; SVC – kompenzační nádoba modelující velký krevní oběh; AoC – kompenzační nádoba modelující aortální roztažnost

Model obsahuje čtyři kompenzační nádoby. Dvě nádoby simulují plicní oběh a dvě primární krevní oběh. Oběhové médium cirkuluje přesně jako v lidském oběhovém systému. Z pravé síně a komory (vzduchové kompresory) proudí médium do kompenzační nádoby modelující roztažnost plicních tepen. PVC hadicí přechází do druhé nádoby modelující roztažnost plicních žil. Z této nádoby dále médium proudí přes vzduchové kompresory představující levou síň a komoru srdeční až do kompenzační nádoby modelující aortální roztažnost. Obvod se uzavírá přes čtvrtou kompenzační nádobu modelující roztažnost cév velkého krevního oběhu.

Na rozhraní síně a komory je vložen speciální ventil zabráňující zpětnému toku média a zároveň nevytvářející téměř žádný odpor proudící krvi ve směru proudění. Ventily jsou zařazeny do obvodu také za komorami se stejným účelem.

Vzduchové kompresory simulovaly klasickou činnost zdravého lidského srdce. Nastavené hodnoty vytvořeného srdce odpovídaly reálným srdečním hodnotám v klidovém stavu.

Tabulka 6.1: Hodnoty tlaku naměřené v jednotlivých kompenzačních nádobách.

	ml / mmHg	Lidský organismus	Mockova smyčka
Roztažnost aorty	<i>AoC</i>	1 - 2	2
Roztažnost žilního systému	<i>SVC</i>	10 – 200	22,5
Roztažnost plicní tepny	<i>PAC</i>	2 – 4	2,95
Roztažnost plicní žíly	<i>PVC</i>	4 - 6	7,1

Výsledky naměřené v modelu Mockovy cirkulační smyčky a porovnané s reálnými hodnotami naměřenými na opravdovém lidském srdci. Hlavní cílem této cirkulační smyčky bylo simulovat tlaky v jednotlivých srdečních síních a komorách a vyrovnat se nebo se alespoň přiblížit reálným hodnotám.

Tabulka 6.2: Srovnání naměřených hodnot s reálnými hodnotami

	ml / mmHg	Lidský organismus	Mockova smyčka
Tlak v levé síni	<i>LAP</i>	8 – 10	8 – 10
Tlak v levé komoře	<i>LVP</i>	0 – 120	0 – 120
Diastolický tlak v levé komoře	<i>LVP_{ED}</i>	8	5
Tlak v aortě	<i>AoP</i>	120/80	119/78
Střední tlak v aortě	<i>MAP</i>	93	96
Tlak v pravé síni	<i>RAP</i>	3	4
Tlak v pravé komoře	<i>RVP</i>	0 – 25	0 – 32
Diastolický tlak v pravé komoře	<i>RVP_{ED}</i>	3	4
Tlak v plicní tepně	<i>PAP</i>	25/10	26/11
Střední tlak v plicní tepně	<i>MPAP</i>	15	17
Střední cirkulační tlak	<i>P_{mc}</i>	7	7

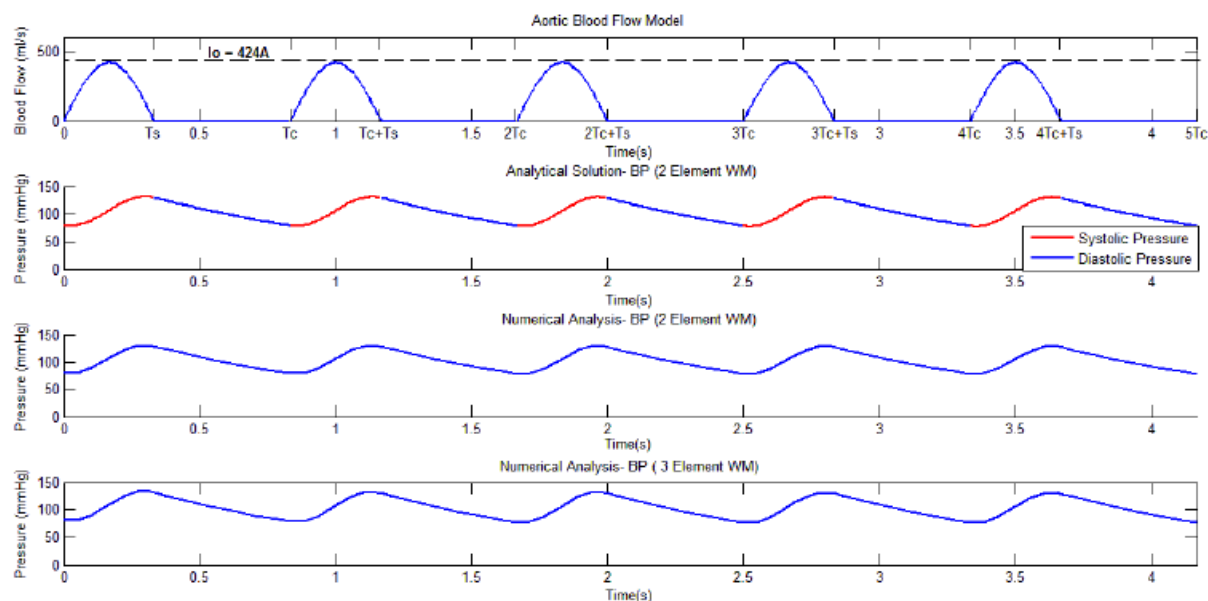
Celý článek byl zaměřen na simulaci srdeční činnosti. Zapojený malý a velký krevní oběh byl pouze pro zatížení srdečního svalu. Článek se zabýval měřením tlaku a objemů v jednotlivých srdečních síních a komorách. V článku je vyobrazen základní princip a zapojení kompenzačních nádob i přes to, že je srdce složitě modelováno přes vzduchové kompresory.

V článku jsou popsány jednotlivé ventily regulující tlak vzduchu a cirkulujícího média v komoře. Článek prezentuje také provedenou simulaci v programovém prostředí Matlab – Simulink. [11]

Zatímco v první rešerši byla Mockova cirkulační smyčka sestavena pouze s jednou kompenzační nádobou simulující *compliance* celého krevního řečiště, v tomto článku je uvedena smyčka sestavená ze čtyř kompenzačních nádob. Tato cirkulační smyčka totiž simuluje hned oba krevní oběhy: malý i velký. Dvě kompenzační nádoby jsou pro malý, plicní krevní oběh, kdy jedna nádoba simuluje roztažnost plicních tepen a druhá nádoba roztažnost plicních žil. Další dvě nádoby simulují obdobně velký krevní oběh. V článku byly kromě popisu smyčky uvedeny také výsledky měření tlaků a srovnány s hodnotami naměřenými v lidském těle. Tento článek prezentoval pouze obecné informace. Neobsahoval žádné konkrétní poznatky ani hodnoty popisující konstrukci smyčky.

Název: Model of Aortic blood flow
Autor: Marianne Catanho, Mridu Sinha, Varsha Vijayan
Publikováno: American Journal of Physiology, 2012

V článku byly porovnány jednotlivé Windkesslovsky modely (*WM*) dle uvažovaných parametrů. Velký zřetel byl brán na dvou a tří parametrové Windkesslovsky modely. Srovnání probíhalo prostřednictvím programového prostředí Matlab. Pomocí obou modelů bylo nezávisle na sobě simulováno 5 srdečních cyklů. Všechny průběhy byly vyobrazeny v grafu.



Obrázek 6.5 Výsledky srovnání Windkesslových modelů

První graf představoval průtok aortou, tedy tlak uvnitř aorty při stahu levé srdeční komory. Tento průběh představoval vstupní signál jednotlivých testovaných WM. Následující grafy představovaly odezvy jednotlivých Windkesslových modelů na zmíněný průběh. Rozsah systolického a diastolického tlaku se pohyboval mezi 80 až 150 mmHg. Druhý graf znázorňoval analytické řešení dvou parametrového WM. Třetí a čtvrtý pak numerické řešení.

Výsledky obou WM modelů byly pro stejný vstupní průběh zcela totožné. I když je tří parametrový WM model složitější, protože zahrnuje do výpočtu další proměnnou, ve výsledku se až tak její vliv neprojevil. Podstatný rozdíl mezi modely by byl zaznamenán při použití více parametrového WM, kde by již bylo ve výpočtu zahrnuto podstatně větší množství proměnných představujících podrobné vlastnosti a parametry aortální stěny. Z výsledku bylo jasně patrné, že pro základní modelaci postačí jednoduchý 2WM. Tento fakt dokazovala také shoda analytického průběhu s numerickým průběhem 2WM. [12]

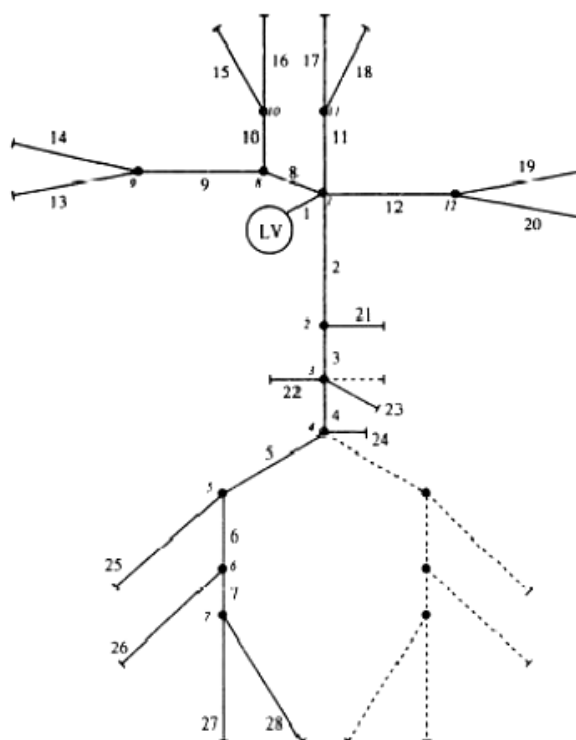
Nicméně platí, že průtok aortou byl modelován jako dokonalá sinusoida, což není přesná interpretace krevního průtoku v lidském těle. Tudíž tvar a velikost pulzní vlny přesně neodpovídala tvaru pulzní vlny měřené na lidském těle. Vše se modelovalo s pomocí teoretických hodnot v programovém prostředí. Celkovým přínosem tohoto článku bylo potvrzení, že více parametrové WM modely jsou vždy přesnější na úkor složitosti a s reálnými hodnotami mají také lepší shodu.

Název: Exact Modeling of Cardiovascular System Using Lumped Method

Autor: Omid Ghasemalizadeh, Mohammad Reza Mirzaee, Bahar Firoozabadi, Kamram Hassani

Publikováno: Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, 2014

V článku byl popsán vývoj a realizace elektrického modelu cévního systému člověka. Jednotlivé cévy modelu byly tvořeny ze stejných součástek jako Windkesslův model. Elektrický odpor (R) modeloval odpor cévní stěny, kapacita (C) elasticita konkrétní cévy a indukčnost (L) modelovala krevní setrvačnost uvnitř cévy. Model se skládal z 36 hlavních tepen, které byly mezi sebou navzájem spojeny dle uvedeného schématu.



Obrázek 6.6 Schéma zapojení jednotlivých tepen modelu

Pro úspěšný výpočet bylo zapotřebí znát všechny parametry konkrétních cév. V modelu byl zahrnut také blok elektrických součástek modelující srdeční výdej 100 ml/s s tlakem 120 mmHg. Tento blok byl rozdělen na tři části: komory, síně a chlopně. Všechny hodnoty součástek byly přepočítány dle požadavků na zmíněný srdeční výdej a vnitřní tlak. Levá komora a levá síně byly modelovány dvěma kondenzátory s hodnotami 101 μF a 25 μF . Pravá komora a síně byly modelovány obdobně, kondenzátory měly ovšem jiné hodnoty a to 216,45 μF a 150 μF . Velmi důležitým prvkem tohoto bloku byly použité diody. Tyto diody modelovaly jednotlivé srdeční chlopně. Pokud by nebyly zvoleny vhodné diody, byla by modelace srdeční činnosti chybná a neodpovídala by reálným hodnotám lidského těla. Na tento blok byly připojeny ostatní modelované tepny prostřednictvím aorty. Model strukturálně odpovídal lidskému tepennému systému člověka.

Článek obsahoval specifický přepočet mezi mechanickými veličinami a veličinami elektrickými. Tyto přepočty byly nezbytné pro vyjádření vypočtených hodnot elektrickými jednotkami. Bez tohoto by nebylo možné elektrický model vytvořit.

Tabulka 6.3: Analogie mezi mechanickými a elektrickými veličinami

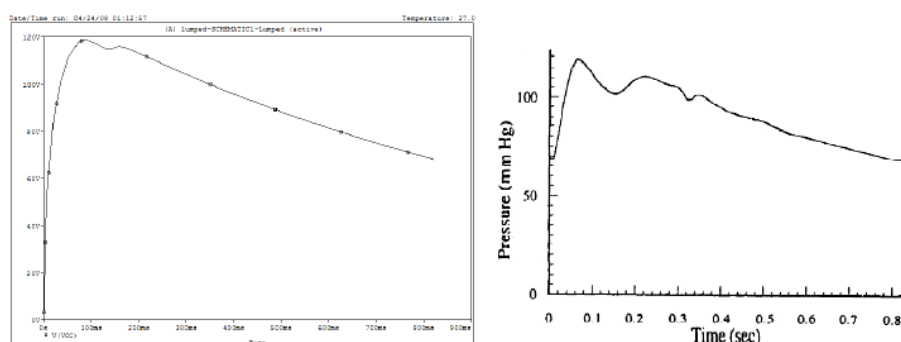
Elastičnost cévní stěny → Kapacita	0.01 ml/Pa	1 μ F
Krevní setrvačnost → Indukčnost	1 Pa.s ² /ml	1 μ F
Cévní odpor → Rezistor	1 Pa.s/ml	1 k Ω
Napětí → Tlak	1 mmHg	1 V
Proud → Objem	133416 ml	1 A

Hodnoty jednotlivých součástí modelu byly vypočteny na základě stejných vzorců uvedených v teorii (Kapitola 3). V následující tabulce jsem se zaměřil pouze na ty tepny, se kterými dále pracuji ve své práci. Konkrétně všechny části aorty a stehenní tepny.

Tabulka 6.4: Vypočtené hodnoty dle zvolených parametrů cév

Číslo tepny	Jméno tepny	A (cm ²)	l (cm)	h (cm)	r (cm)	E (Mpa)	R (K Ω)	C (μ F)	L (μ H)
1	Vzestupná aorta	6.60507	5.5	0.163	1.449987	0.4	0.01109	1.211848	0.196724
2	Hrudní aorta	3.59701	18.5	0.124	1.07003	0.4	0.125776	2.15337	1.215072
3	Břišní aorta	2.378	4.3	0.11	0.870024	0.4	0.066889	0.303284	0.427197
4	Břišní aorta	1.021	9.6	0.08	0.570083	0.4	0.810079	0.261925	2.221352
5	Kyčelní aorta	0.849	19.2	0.076	0.519851	0.4	2.343114	0.418125	5.342756
6	Stehenní aorta	0.181	43.2	0.048	0.240029	0.8	115.9936	0.073314	56.38674

V tabulce byly uvedeny vypočtené hodnoty jednotlivých tepen již převedené na elektrické veličiny. Ve výpočtech je zahrnut také Youngův modul pružnosti, ten dle článku nebyl vypočten, ale převzat jako průměrná hodnota. Model nebyl z elektrických součástí fyzicky vytvořen, ale byl naprogramován v programovém prostředí. Hodnoty napětí a proudu odpovídaly vnitřnímu tlaku a objemovému průtoku. Dále pak byly provedeny různé simulace a zkoušky. [13]

**Obrázek 6.7** Srovnání výsledku simulace průběhu tlaku ve vzestupné části aorty s reálným průběhem

Výsledkem modelu byl simulovaný průběh tlaku uvnitř vzestupné části aorty. Ten byl srovnán s reálnými hodnotami měřenými v lidském těle. Simulovaný průběh svým tvarem i velikostí vcelku odpovídal skutečnému průběhu. To dokazuje, že model byl navržen a naprogramován správně.

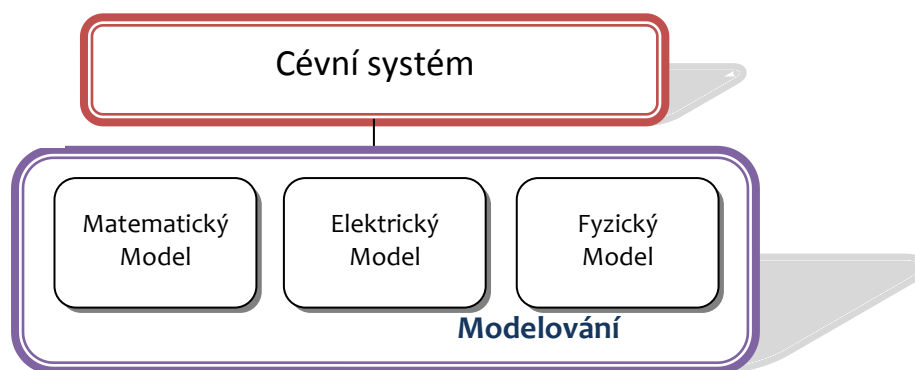
6.1. Výsledky rešerše

Uvedené články korespondují s problematikou mé diplomové práce. Díky těmto článkům jsem si udělal kompletní obrázek o Mockově cirkulační smyčce. Vytvořil jsem si přesný obraz o tom, jak může Mockova cirkulační smyčka fyzicky vypadat. Seznámil jsem se s různými možnostmi a způsoby výroby Mockovy cirkulační smyčky. Stejně tak s možnostmi realizace pulzního toku soustavou. Také jsem si ujasnil její hlavní části a jejich obecný popis. Nyní vím, jak nejlépe zapojit a konstruovat jednotlivé elementy smyčky a spojení mezi nimi. Je dobré znát také výsledky vědeckých pracovníků, kteří již takovouto složitou smyčku sestavili a provedli na ni konkrétní měření a srovnání s reálnými hodnotami. Dostupné články jsou pouze orientační a obsahují pouze měřená data a analýzy výsledků, nikoli hodnoty nastavení jednotlivých prvků cirkulační smyčky. Stejně tak neobsahují podrobný popis stavby a zapojení smyčky.

Dále jsem si ujasnil problematiku Windkesslova modelu. Ověřil jsem si správnost převzatých vzorců předložených v teoretické části. Zjistil jsem, v jakém rozmezí by se měly pohybovat hodnoty jednotlivých elektrických součástek a také si ujasnil, převodní vztahy mezi fyzikálními a elektrickými jednotkami. Prostudování jednotlivých článků mi pomohlo si zásadně ujasnit princip jednotlivých modelů a porovnat jejich vhodnost pro vážná použití. A v neposlední řadě do jaké míry je rozšíření Windkesslových modelů o jednotlivé proměnné lepší.

7. Realizace

Cévní systém je možné modelovat třemi způsoby: matematicky, elektricky a fyzicky. Tato práce se zabývá výhradně tvorbou elektrického a fyzického modelu přesně simulujícího vlastnosti cévního systému v lidském organismu. Matematický model vychází z obdobných vzorců jako elektrický model, s tím rozdílem, že výsledky elektrického modelu jsou převedeny na hodnoty elektrických součástek, zatímco matematický model je realizován programovou simulací.



Obrázek 7.1: Způsoby modelování cévního systému

Cévní systém byl pro přehlednost rozdělen na tepenný a žilní systém. Detailně je zpracován a modelován úsek aorty a stehenních tepen. Zbylé tepenné řečiště bylo navrženo jako celek, na který plynule navazuje žilní systém.

Elektrický model byl zpracován na základě znalostí a zkušeností Windkesslova elektrického modelu (*WM*). Fyzický model byl vytvořen v měřítku 1:2 vzhledem k rozměrům průměrné lidské aorty a stehenních tepen. V obou modelech byly použity průměrné hodnoty vlastností cév lidského těla.

Tabulka 7.1: Rozměry cév v lidském těle a v modelu [2]

		Lidský organismus			Model		
		Vnitřní průsvit [cm]	Tloušťka stěny [cm]	Délka [cm]	Vnitřní průsvit [cm]	Tloušťka stěny [cm]	Délka [cm]
Aorta	Vzestupná část	2,85	0,163	16	1,425	0,118	8
	Sestupná část	2,24	0,133	16	1,120	0,114	8
	Hrudní část	1,98	0,120	16	0,990	0,138	8
	Břišní část	1,44	0,095	16	0,720	0,132	8
	Kyčelní část	1,02	0,076	16	0,510	0,080	8
Stehenní tepny		0,61	0,050	40	0,305	0,072	20
Průměr		1,69	0,106	20	0,845	0,064	10
				Celkem		Celkem	60

8. Elektrický model

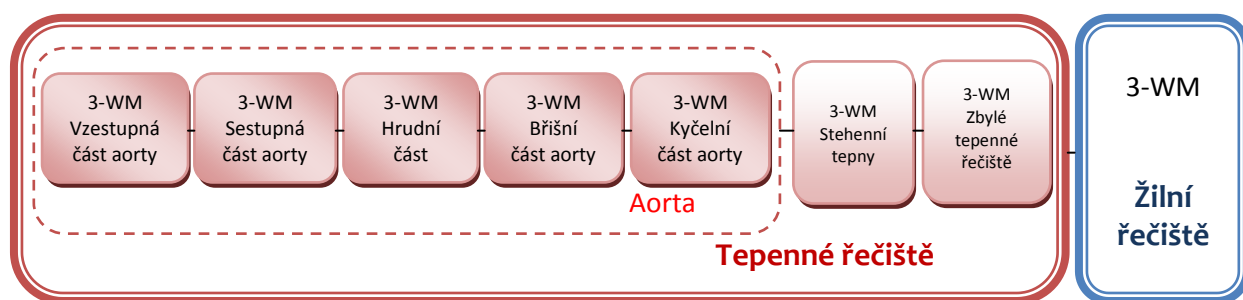
Elektrický model cévního systému byl sestaven s využitím pasivních elektrických součástek, které modelují jednotlivé vlastnosti cévní stěny jako jsou: roztažnost cévní stěny, cévní odpor kladený protékající krvi a krevní setrvačnost. Analogie mezi biologickým a elektrickým systémem vychází z fyzikálních zákonů pro kapaliny a zákonů pro fungování elektrických obvodů.

Tabulka 8.1: Analogie mezi zákony pro kapaliny a pro elektrické obvody

Zákon pro kapaliny (Hagen-Poiseuillův zákon)	Zákon pro elektrické obvody (Ohmův zákon)
$F = \frac{P_1 - P_2}{R} \text{ [ml/s]}$	$I = \frac{U_1 - U_2}{R} \text{ [A]}$

Elektrické schéma bylo vytvořeno dle Windkesslova tří parametrového modelu (3WM) pro celou aortu a stehenní tepny. Aorta byla rozdělena na pět částí se známými průsvity a délkami jednotlivých úseků. Pro každý úsek bylo vytvořeno přesné schéma modelující vlastnosti daného úseku. WM obsahuje v základu kapacitu simulující roztažnost cévní stěny, elektrický odpor simulující odpor cévní stěny. 3WM navíc obsahuje také indukčnost ve formě induktoru, která modeluje krevní setrvačnost uvnitř cévy. Díky tomu se výrazně zvýší přesnost modelu, jenž bude věrohodněji simulovat reálný cévní systém.

Pro simulaci celého lidského cévního systému bylo zapotřebí vytvořit další dva WM. První WM modeloval zbylé tepenné řečiště a druhý model simuloval celý žilní systém. Propojením takto vytvořených WM bylo možné simulovat funkci a vlastnosti lidského cévního systému.



Obrázek 8.1: Schéma zapojení Windkesslových modelů

8.1. Elektrický model aorty a stehenních tepen

Při výpočtech bylo zapotřebí znát přesné vlastnosti a parametry konkrétních tepen cévního systému. Vzorce použité při výpočtech jednotlivých parametrů jsou uvedené v kapitole 5.1. Konstanty užívané při výpočtech parametrů WM celé aorty a stehenních tepen.

Rychlost krevního průtoku aortou:	$v = 0,2 \text{ m} \cdot \text{s}$
Viskozita krve:	$\eta = 0,004 \text{ Pa} \cdot \text{s}$
Hustota krve:	$\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$

Výpočet parametrů WM vzestupné části aorty:

Poloměr vzestupné části aorty:	$r_{VZ} = 0,01425 \text{ m}$
Délka vzestupné části aorty:	$L_{VZ} = 0,16 \text{ m}$

- Výpočet rozdílu tlaků na začátku a konci úseku (ΔP):

$$\Delta P = v \frac{\eta L}{r^2} \text{ [Pa]} \quad (8.1)$$

$$\Delta p_{VZ} = 0,2 \frac{0,004 \cdot 0,16 \cdot 8}{0,01425^2} = 5,042 \text{ Pa} \quad (8.2)$$

Dimenzionální analýza:

$$\left[\frac{\frac{\text{m}}{\text{s}} \cdot \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}}{\text{m}^2} = \frac{\frac{\text{Pa} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}{\text{s}}}{\text{m}^2} = \text{Pa} \right]$$

Přepočet mezi mechanickými veličinami a veličinami elektrickými.

$$\begin{array}{ccc} \text{Tlak} & \leftrightarrow & \text{Napětí} \\ 1 \text{ [mmHg]} & \leftrightarrow & 1 \text{ [V]} \end{array}$$

- Výpočet cévního odporu (R):

$$R = \frac{8 \cdot L \cdot \eta}{\pi \cdot r^4} \text{ [Pa} \cdot \text{s/m}^3] \quad (8.3)$$

$$R_{VZ} = \frac{8 \cdot 0,16 \cdot 0,004}{\pi \cdot 0,01425^4} = 39523,97 \text{ [Pa} \cdot \text{s/m}^3] \quad (8.4)$$

Dimenzionální analýza:

$$\left[\frac{\text{m} \cdot \text{Pa} \cdot \text{s}}{\text{m}^4} = \frac{\text{m} \cdot \text{Pa} \cdot \text{s}}{\text{m}^4} = \text{Pa} \cdot \text{s/m}^3 \right]$$

Přepočet mezi mechanickými veličinami a veličinami elektrickými:

$$\begin{array}{lcl} \text{Mechanický odpor} & \leftrightarrow & \text{Elektrický odpor} \\ 1 [Pa \cdot s/ml] & \leftrightarrow & 1 [k\Omega] \end{array}$$

➤ Výpočet roztažnosti cévní stěny (C):

$$C = \frac{3 \cdot L \cdot \pi \cdot r^3}{2 \cdot E \cdot h} [m^3/Pa] \quad (8.5)$$

$$C_{VZ} = \frac{3 \cdot 0,16 \cdot \pi \cdot 0,01425^3}{2 \cdot 358813,25 \cdot 0,00163} = 3,73 \cdot 10^{-9} [m^3/Pa] \quad (8.6)$$

Dimenzionální analýza:

$$\left[\frac{m \cdot m^3}{Pa \cdot m} = \frac{\cancel{m} \cdot m^3}{Pa \cdot \cancel{m}} = m^3/Pa \right]$$

Přepočet mezi mechanickými veličinami a veličinami elektrickými.

$$\begin{array}{lcl} \text{Roztažnost} & \leftrightarrow & \text{Kapacita} \\ 1 [ml/Pa] & \leftrightarrow & 1 [\mu F] \end{array}$$

➤ Výpočet krevní setrvačnosti (L):

$$L = \frac{9 \cdot L \cdot \rho}{4 \cdot \pi \cdot r^2} [Pa \cdot s^2/m^3] \quad (8.7)$$

$$L_{VZ} = \frac{9 \cdot 0,16 \cdot 1060}{4 \cdot \pi \cdot 0,01425^2} = 598175,69 [Pa \cdot s^2/m^3] \quad (8.8)$$

Dimenzionální analýza:

$$\left[\frac{m \cdot \frac{kg}{m^3}}{m^2} = \frac{kg}{m \cdot m^3} \cdot \frac{s}{s} = \frac{kg}{m \cdot s} \cdot \frac{s}{m^3} = Pa \cdot s \cdot \frac{s}{m^3} = Pa \cdot s^2/m^3 \right]$$

Přepočet mezi mechanickými veličinami a veličinami elektrickými.

$$\begin{array}{lcl} \text{Krevní setrvačnost} & \leftrightarrow & \text{Indukčnost} \\ 1 [Pa \cdot s^2/ml] & \leftrightarrow & 1 [\mu H] \end{array}$$

Výpočty byly provedeny pro všechny části aorty a stehenní tepny. Výsledky společně s přepočty na elektrické jednotky jsou uvedeny v tabulce 8.2.

Tabulka 8.2: Vypočtené hodnoty tří parametrevého WM

	r [m]	Δp [Pa]	R [Pa.s/m³]	R[kΩ]	C [m³/Pa]	C[μF]	L[Pa.s²/m³]	L[μH]
Vzestupná část aorty	0,01425	5,0427	39523,97	0,0395	$3,73 \cdot 10^9$	0,3730	598175,69	0,5981
Sestupná část aorty	0,0112	8,1632	103573,34	0,1035	$1,58 \cdot 10^9$	0,1588	968327,9	0,9683
Hrudní část aorty	0,0099	10,4479	169659,9	0,1696	$1,28 \cdot 10^9$	0,1289	1239333,25	1,2393
Břišní část aorty	0,0072	19,7530	606443,16	0,6064	$5,67 \cdot 10^{10}$	0,0567	2343114,44	2,3431
Kyčelní část aorty	0,0051	39,3694	2409014,3	2,4090	$1,09 \cdot 10^{10}$	0,0109	4670013,55	4,6700
Stehenní tepny	0,00305	275,194	47082632,75	47,0826	$1,06 \cdot 10^{10}$	0,0106	32643658,31	32,6436

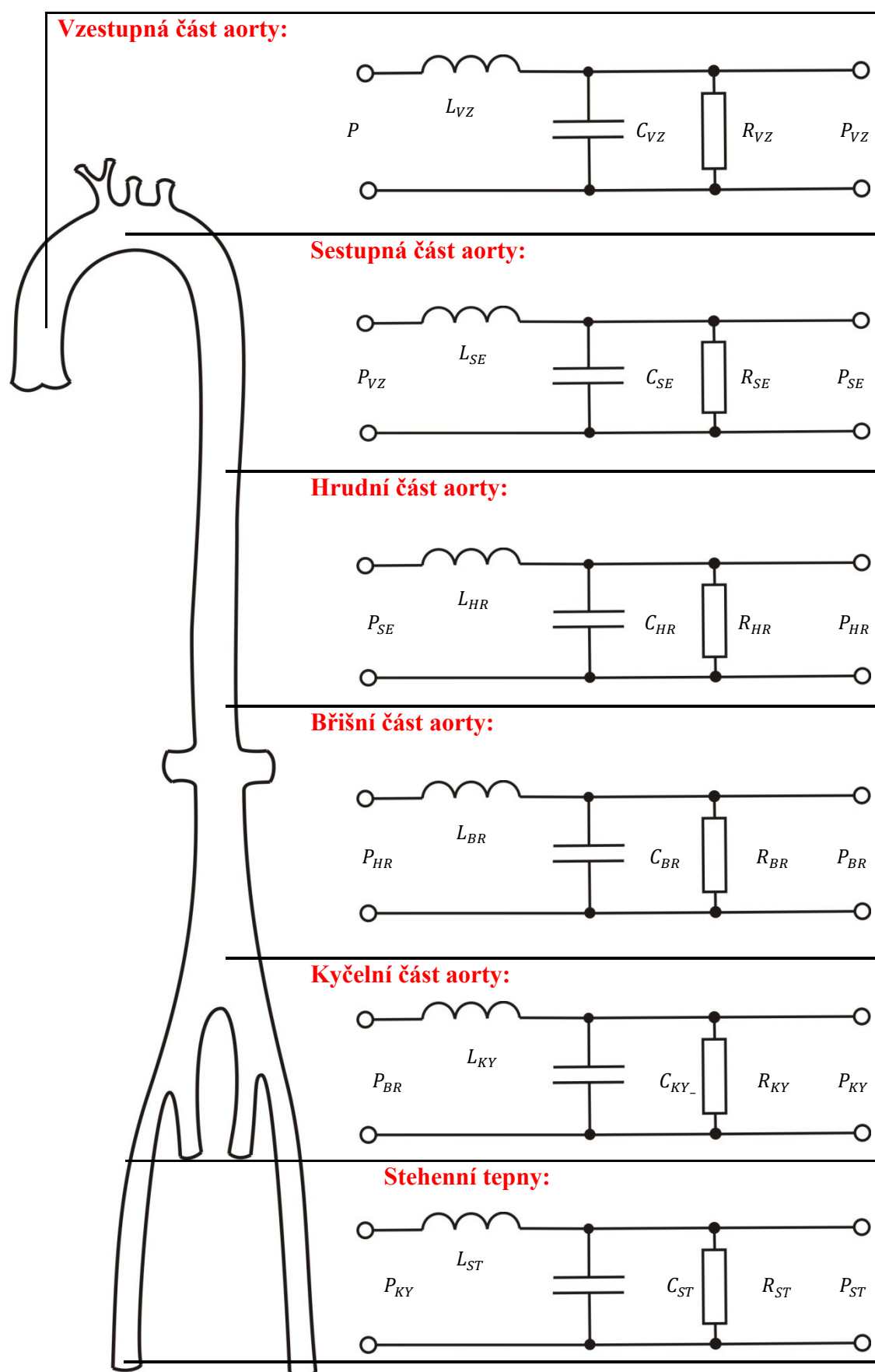
Rozdíl tlaků se vlivem zmenšujícího vnitřního průřezu úseků zvětšoval. Velmi patrný skok v rozdílu tlaků v úseku stehenních tepen nastal vlivem menšího průměru a větší délce stehenního úseku. Jednotlivé elektrické součástky 3WM jsou ve schématech značeny dle tabulky 8.3.

Tabulka 8.3: Vysvětlení označení součástek schématu WM

	Cévní odpor	Roztažnost cévní stěny	Krevní setrvačnost
<i>Vzestupná část aorty</i>	R_{VZ}	C_{VZ}	L_{VZ}
<i>Sestupná část aorty</i>	R_{SE}	C_{SE}	L_{SE}
<i>Hrudní část aorty</i>	R_{HR}	C_{HR}	L_{HR}
<i>Břišní část aorty</i>	R_{BR}	C_{BR}	L_{BR}
<i>Kyčelní část aorty</i>	R_{KY}	C_{KY}	L_{KY}
<i>Stehenní tepny</i>	R_{ST}	C_{ST}	L_{ST}

Obdobné výpočty byly provedeny v článku uvedeném v rešerši, konkrétně tabulka 6.4. Mnou vypočtené hodnoty rozsahem odpovídaly hodnotám uvedeným v článku. Odchytky výsledných hodnot nastaly ve zvolených parametrech jednotlivých cév: délka, průřez a Youngův modul. Hodnota rozdílu tlaku, odporu i indukčnosti se zmenšujícím se průřezem cévy stoupala, oproti tomu hodnota kapacity klesala. V článku byla použita obecná hodnota Youngova modulu pružnosti, kdežto zde byly vypočteny přesné hodnoty modulu pružnosti pro každou cévu zvlášť.

8.2. 3WM zvolených úseků



8.3. Elektrický model tepenného a žilního systému

Není možné namodelovat každou tepnu a žilu lidského těla z důvodu jejich velkého počtu a různorodosti jejich cévních stěn. Výsledný model by byl velice rozsáhlý, nepřehledný a ve výsledku neproveditelný. Z toho důvodu byl zbytek tepenného a celý žilní systém zařazen do modelu jako dva WM modely. Jeden modeluje zbylé tepny tepenného systému a druhý WM model představuje všechny žíly žilního systému.

Pro výpočet tepenného a žilního systému bylo třeba znát průměrnou délku a průsvit tepenného i žilního systému. Průměrná délka celého cévního systému je cca 100 000 km. Vzhledem k tomu, že na tepenný systém plynule navazuje žilní systém, je možné hodnotu upravit. A to tak, že tepenný systém bude mít délku 50 000 km a žilní taktéž. [14]

Lidské tělo obsahuje kolem 100 tepen s průsvitem větším než je průsvit vlasečnic 10 μm . Vlasečnic je ovšem v lidském těle obsaženo přes 5 milionu. Tento fakt v průměru určí průměrný průsvit cévního systému kolem 10 μm .

Rychlost krevního průtoku aortou:	$v = 0,003 \text{ m} \cdot \text{s}$
Viskozita krve:	$\eta = 0,004 \text{ Pa} \cdot \text{s}$
Hustota krve:	$\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$
Průměrný průsvit tepenného řečiště:	$r_{TS} = 10 \cdot 10^{-6} \text{ m}$
Průměrná délka tepenného řečiště:	$L_{TS} = 50 \cdot 10^6 \text{ m}$

➤ Výpočet rozdílu tlaku (ΔP):

$$\Delta p_{TS} = v \frac{\eta L 8}{r^2} = 0,003 \frac{0,004 \cdot 50 \cdot 10^6 \cdot 8}{(10 \cdot 10^{-6})^2} = 4,8 \cdot 10^{13} \text{ Pa} \quad (8.9)$$

➤ Výpočet cévního odporu (R):

$$R_{TS} = \frac{8 \cdot L \cdot \eta}{\pi \cdot r^4} = \frac{8 \cdot 50 \cdot 10^6 \cdot 0,004}{\pi \cdot (10 \cdot 10^{-6})^4} = 5,093 \cdot 10^{25} \left[\text{Pa} \cdot \frac{\text{s}}{\text{m}^3} \right] = 5,093 \cdot 10^{19} \left[\text{Pa} \cdot \frac{\text{s}}{\text{ml}} \right] \quad (8.10)$$

➤ Výpočet roztažnosti cévní stěny (C):

$$C_{TS} = \frac{3 \cdot L \cdot \pi \cdot r^3}{2 \cdot E \cdot h} = \frac{3 \cdot 50 \cdot 10^6 \cdot \pi \cdot (10 \cdot 10^{-6})^3}{2 \cdot 676803,585 \cdot 10 \cdot 10^{-7}} = 3,481 \cdot 10^{-7} [\text{m}^3/\text{Pa}] \quad (8.11)$$

➤ Výpočet krevní setrvačnosti (L):

$$L_{TS} = \frac{9 \cdot L \cdot \rho}{4 \cdot \pi \cdot r^2} = \frac{9 \cdot 50 \cdot 10^6 \cdot 1060}{4 \cdot \pi \cdot (10 \cdot 10^{-6})^2} = 3,795 \cdot 10^{20} \left[\text{Pa} \cdot \frac{\text{s}^2}{\text{m}^3} \right] = 3,795 \cdot 10^{14} \left[\text{Pa} \cdot \frac{\text{s}^2}{\text{ml}} \right] \quad (8.12)$$

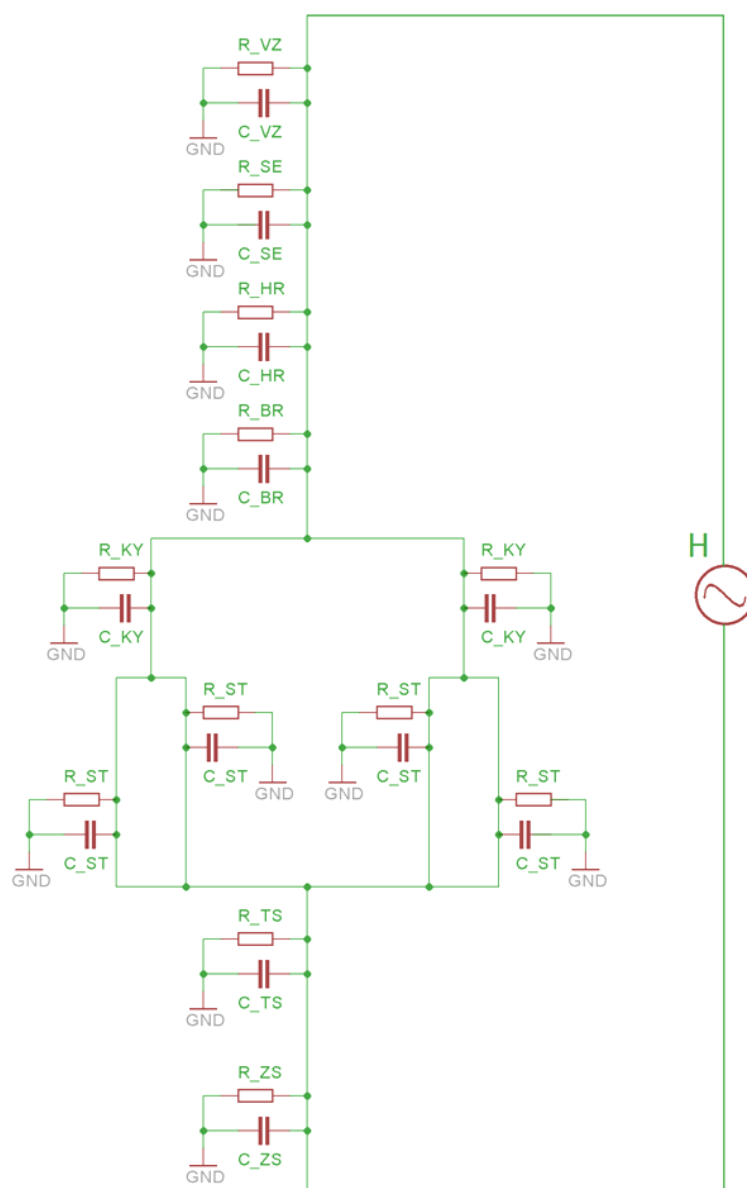
Vypočtené hodnoty parametrů elektricky modelujících tepenný a žilní systém byly dále převedeny na elektrické jednotky dle převodních vztahů uvedených v kapitole 5.1 a přehledně zobrazeny v tabulce 8.4.

Tabulka 8.4: Vypočtené hodnoty 3WM tepenného a žilního řečiště

	Δp [Pa]	R [Pa.s/m ³]	R [k Ω]	C [m ³ /Pa]	C [μF]	L [Pa.s ² /m ³]	L [μH]
Zbylé cévy tepenného systému	$4,8 \cdot 10^{13}$	$5,093 \cdot 10^{25}$	$5,093 \cdot 10^{19}$	$3,481 \cdot 10^{-7}$	34,813	$3,795 \cdot 10^{20}$	$3,795 \cdot 10^{14}$
Žilní systém	$4,8 \cdot 10^{13}$	$5,093 \cdot 10^{25}$	$5,093 \cdot 10^{19}$	$3,481 \cdot 10^{-7}$	34,813	$3,795 \cdot 10^{20}$	$3,795 \cdot 10^{14}$

Vlivem nepatrného zastoupení aorty a stehenních tepen v porovnání s celým tepenným systémem lidského organismu se jejich nepřítomnost ve výsledku vůbec neprojevila. Z tohoto důvodu byly elektrické hodnoty součástek modelující tepenný a žilní systém shodné. Vypočtené hodnoty elektrických součástek se odvíjely od extrémních hodnot vstupních veličin. Průměrná délka systému je obrovská v poměru k průměrnému průsvitu, který je naopak vlivem velkého množství kapilár velice malý. Tento fakt se odrazil v hodnotách rozdílu tlaků, kdy byla vypočtená hodnota vysoká. Stejně tak se projevil vliv malého průsvitu na elastičnosti cévní stěny modelované kapacitou. Ta byla naopak velice nízká, z důvodu velkého zastoupení kapilár a jejich malé elastičnosti v celém systému. Výsledné hodnoty byly pouze teoretické, protože nejsou známy přesné hodnoty délky ani průsvitu cévního systému konkrétního lidského organismu.

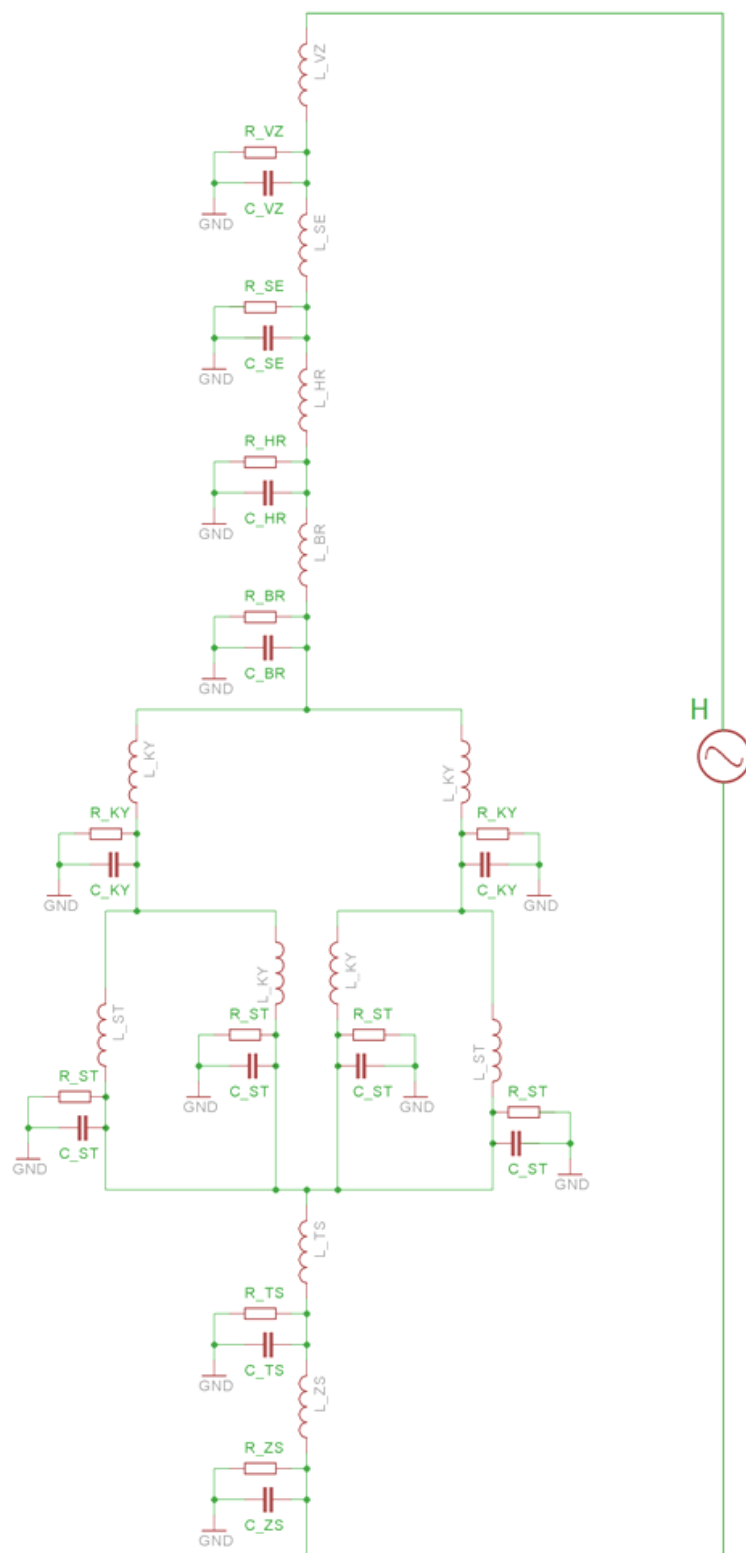
8.4. Zapojení 2WM cévního systému lidského organismu



Obrázek 8.2: Schéma zapojení 2WM

L_VZ, R_VZ, C_VZ	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující vzestupnou část aorty
L_VZ, R_SE, C_SE	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující sestupnou část aorty
L_VZ, R_HR, C_HR	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující hrudní část aorty
L_VZ, R_BR, C_BR	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující břišní část aorty
L_VZ, R_KY, C_KY	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující kyčelní část aorty
L_VZ, R_ST, C_ST	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující stehenní tepny
L_VZ, R_TS, C_TS	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující zbylé tepny
L_VZ, R_ZS, C_ZS	-	Induktor, Rezistor a Kapacitor představující celý žilní systém
H	-	Zdroj představující srdeční činnost (Heart)

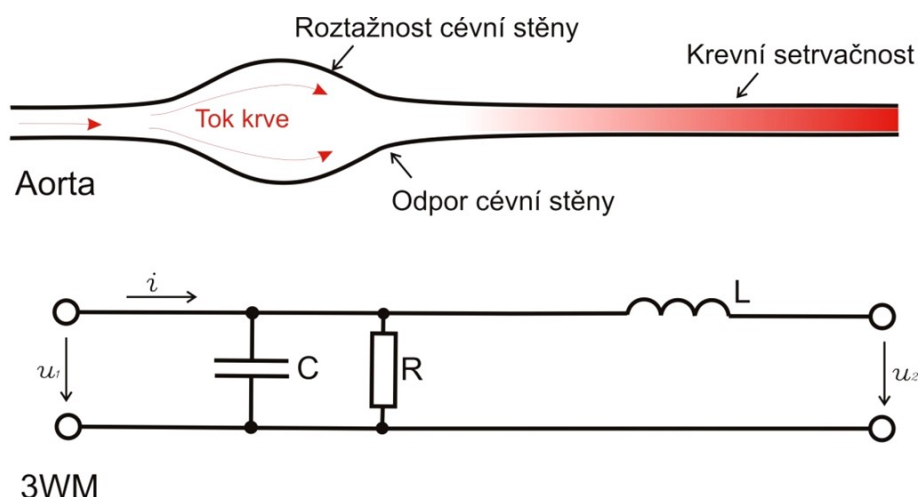
8.5. Zapojení 3WM cévního systému lidského organismu



Obrázek 8.3: Schéma zapojení 3WM

8.6. Srovnání 2WM a 3WM

Oba vytvořené Windkesslovy modely elektricky simulovaly funkčnost tepenného a žilního systému. Obsahovaly prvky modelující jednotlivé parametry cévní stěny a protékané krve. Dále byl v obvodu zapojen zdroj napětí představující lidské srdce.



Obrázek 8.4: Princip 3WM znázorněného na aortě

Dvou parametrový WM obsahoval rezistor modelující cévní odpor kladený protékané krvi a kondenzátor modelující roztažnost cévní stěny při průchodu pulzní vlny. Obě tyto součástky byly zapojeny paralelně, protože se jejich vlastnost a funkce uplatňovaly současně. Při roztažení cévní stěny pulzní vlnou je zvyšován také odpor kladený protékané krvi. Tří parametrový WM obsahoval navíc elektrickou cívku, jejíž indukčnost představovala krevní setrvačnost v cévě. Ta byla zařazena v sérii, protože se krevní setrvačnost uplatňuje ještě před příchodem pulzní vlny, kdy vypuzená krev srdeční komorou žene kupředu krev již obsaženou v cévě.

Tří parametrový WM je mnohem přesnější z důvodu sériového zařazení elektrické indukčnosti. Tím se v obvodu modeluje další parametr, který se v lidském těle vyskytuje. Čím více parametrů by bylo do modelu zahrnuto, tím přesnější by simulace a její výsledky byly. Cévní systém nebo jen část cévy se nedá nikdy přesně namodelovat. Vše se odvíjí od stavby konkrétní cévní stěny, umístění cévy v lidském těle a její funkčnosti. Vypočtené hodnoty součástek byly optimalizovány a model tak slouží pro základní simulaci. Existují daleko přesnější metody simulace cévního systému s vyšší výpovědní hodnotou než tyto WM. Pro běžnou simulaci cévního systému, ale postačí a splní požadovanou funkci.

8.7. Alternativy elektrického modelu

Elektrický model cévního systému by bylo možné vytvořit také pomocí procesoru, kde by výsledky byly mnohem přesnější a více odpovídal reálným dějům. Model by nebyl ovlivněn nedokonalostí použitých součástek, byl by daleko přehlednější a jednoduše by se dalo modelovat mnohem více cévních vlastností a parametrů. Díky programovému zpracování by se dal model a jeho hodnoty operativně upravit a přizpůsobit různým aplikacím, aniž by se musely fyzicky měnit elektrické součástky.

9. Fyzický model

Měřicí řetězec byl vytvořen v poměru 1:2 ke skutečným hodnotám lidského organismu. Délky i průměry jednotlivých úseků aorty společně se stehenními tepnami byly tedy zmenšeny na poloviční hodnoty. Aorta zdravého dospělého člověka je dlouhá cca 80 cm a navazující stehenní tepny cca 40 cm. Ve výsledku je úsek aorty se stehenními tepnami dlouhý 120 cm. Vytvořený model vlivem poměru disponoval 40 cm dlouhou aortou a 20 cm dlouhými stehenními tepnami.

9.1. Vliv poměru 1:2 na vnitřní tlak

Měřený tlak v modelu se odvíjel od změn parametrů. Vzhledem k poloviční délce a polovičnímu průsvitu jednotlivých částí modelu aorty a stehenních tepen se v příslušném poměru změnil také měřený tlak v modelu od skutečného tlaku měřeného v lidském organismu. [15]

➤ **Délka modelu:**

Systolický a diastolický tlak ve vzestupné části aorty činí 120/80 mmHg. Tento tlak je závislý na délce a průsvitu aorty. Změna délky jednotlivých částí aorty tedy výsledný systolický a diastolický tlak významně ovlivní. Zmenšení délky způsobí navýšení tlaku uvnitř modelu.

Tabulka 9.1: Délka vzestupné části aorty

Lidský organismus [m]	Model [m]
0,16	0,08

Navýšení systolického tlaku:

$$\frac{120 \text{ mmHg}}{0,16 \text{ m}} \cdot 0,08 \text{ m} = 60 \text{ mmHg} \quad (9.1)$$

Navýšení diastolického tlaku:

$$\frac{80 \text{ mmHg}}{0,16 \text{ m}} \cdot 0,08 \text{ m} = 40 \text{ mmHg} \quad (9.2)$$

Zmenšení délky v poměru 1:2 způsobilo navýšení systolického krevního tlaku o 60 mmHg. Diastolický krevní tlak se vlivem změny délky zvýšil o 40 mmHg. Tlaky uvnitř modelu se vlivem zmenšení jednotlivých částí aorty a stehenních tepen zvýšil z hodnoty 120/80 mmHg na hodnotu 180/120 mmHg.

➤ **Průsvit modelu:**

Délka modelu není jedinou změnou oproti skutečným hodnotám. V poměru 1:2 se zmenšily také průsvity jednotlivých částí modelu. Změna délky již ovšem ovlivnila výpočet výsledných tlaků uvnitř modelu. Z toho důvodu se do výpočtu zahrnuly přepočtené hodnoty tlaků 180/120 mmHg.

Tabulka 9.2: Poloměr vzestupné části aorty

Lidský organismus [m]	Model [m]
0,001425	0,007125

Krevní tlak uvnitř cévy je závislý na vnitřním odporu cévy. S rostoucím odporem roste také krevní tlak uvnitř cévy. Na základě skutečností lze tvrdit, že odpor roste nepřímo úměrně se čtvrtou mocninou průměru cévy.

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad \equiv \quad Q = \frac{\Delta P \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot n \cdot L}$$

$$\frac{\Delta P}{R} = \frac{\Delta P \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot n \cdot L}$$

$$R = \frac{8 \cdot n \cdot L}{\pi \cdot r^4} \quad \rightarrow \quad R = \frac{8 \cdot n \cdot L}{\pi \cdot r^4}$$

Předpokládejme, že je délka cévy neměnná společně s konstantami. Na základě toho lze pak tvrdit, že organismus uskutečňuje změnu průtoku krve orgány prostřednictvím změny průsvitu cévy. I malá změna průsvitu ovlivní ve velké míře krevní proud. Změna odporu a tedy i krevního tlaku je nepřímo úměrná čtvrté mocnině změny průsvitu cévy. Z toho důvodu byla tato skutečnost zahrnuta v přepočtu krevního tlaku uvnitř modelu. [2]

Navýšení systolického tlaku:

$$\frac{180 \text{ mmHg}}{0,01425^4 \text{ m}} \cdot 0,007125^4 \text{ m} = 11,25 \text{ mmHg} \quad (9.3)$$

Navýšení diastolického tlaku:

$$\frac{120 \text{ mmHg}}{0,01425^4 \text{ m}} \cdot 0,007125^4 \text{ m} = 7,5 \text{ mmHg} \quad (9.4)$$

Zmenšení průsvitu cév v modelu způsobilo navýšení tlaku o cca 11,25 mmHg systolického a 7,5 mmHg diastolického tlaku. Vypočtená hodnota tlaku korespondovala s hodnotami tlaků vypočtenými pro reálný lidský organismus v tabulce 8.2. Tlak se tedy vlivem zkrácení jednotlivých částí aorty společně se zmenšením průsvitu jednotlivých částí modelu zvýšil na cca 191/127 mmHg.

➤ **Tepový objem modelu:**

Použitá srdeční pumpa (Harvard Apparatus 55-3321) nedisponovala nastavením hodnoty tepového objemu odpovídající hodnotě v lidském organismu. Maximální možná hodnota tepového objemu byla pouze 30 mililitrů za jeden tep. Pro přesné modelování a vyhodnocení byla hodnota tepového objemu nastavena na hodnotu 15 mililitrů v jednom tepu. Z tohoto důvodu bylo třeba tuto skutečnost zahrnout do změny tlaku uvnitř modelu. Výpočet opět vycházel z již přepočítaných hodnot systolického a diastolického tlaku modelu.

Tabulka 9.3: Tepový objem

Lidský organismus [ml]	Model [ml]
70	15

Snížení systolického tlaku:

$$\frac{191,25 \text{ mmHg}}{70 \text{ ml}} \cdot 15 \text{ ml} = 40,98 \text{ mmHg} \quad (9.5)$$

Snížení diastolického tlaku:

$$\frac{127,5 \text{ mmHg}}{70 \text{ ml}} \cdot 15 \text{ ml} = 27,32 \text{ mmHg} \quad (9.6)$$

Vlivem snížení tepového objemu modelu se tlak uvnitř modelu zmenšil. Systolická hodnota tlaku se zmenšila o 40,98 mmHg a diastolická hodnota tlaku o 27,32 mmHg.

Výsledný tlak modelu odpovídající skutečnému tlaku v lidském organismu byl:

Systolický tlak modelu:

$$p_S = 150,27 \text{ mmHg}$$

Diastolický tlak modelu:

$$p_D = 100,18 \text{ mmHg}$$

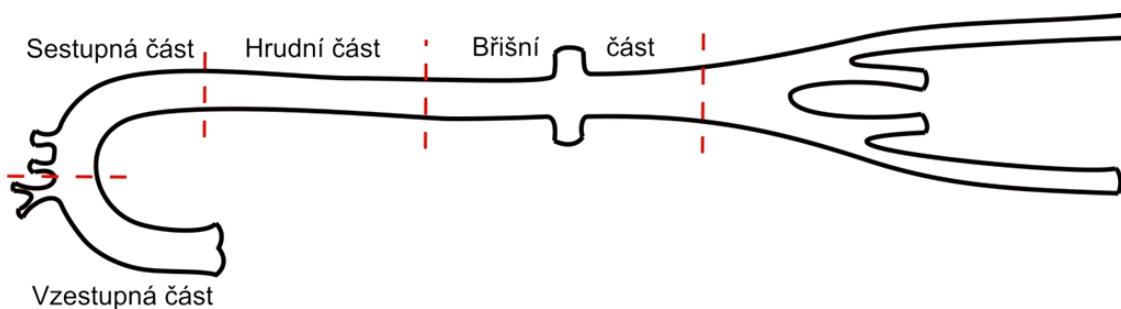
Tlak oběhového média modelu byl ovlivněn změnou velikosti modelu v poměru 1:2. Měřený tlak uvnitř modelu se dle přepočtených hodnot musel rovnat cca 150/100 mmHg. Tyto hodnoty systolického a diastolického tlaku zmenšeného modelu odpovídaly průměrným hodnotám krevního tlaku lidského organismu. Vnitřní tlak modelu se oproti krevnímu tlaku lidského organismu ve výsledku navýšil o 30,27 mmHg systolického tlaku a o 20,18 mmHg diastolického tlaku.

➤ **PWV modelu:**

Rychlost šíření pulzní vlny (*PWV*) uvnitř modelu byla ve velké míře ovlivněna materiálem použitých hadic. Hadice byly vyrobeny z pružného silikonu s pevností 60 °Sha. Vzorec pro výpočet PWV ovšem využívá Youngův modul pružnosti v tahu (*E*). Hodnotě pevnosti 60 °Sha odpovídá dle katalogového listu obdržného od výrobce silikonových hadic hodnota Youngova modulu pružnosti cca 11 MPa. Moens–Korteweg vztah pro výpočet PWV využívá kromě Youngova modulu pružnosti (*E*), také šířku stěny použité hadice (*h*), průměr (*r*) a hustotu protékaného média (*ρ*).

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}} \quad [m/s]$$

Průsvit a šířka stěny byly určeny jako průměr jednotlivých částí modelové aorty mezi měřicími místy.



Obrázek 9.1: Znázornění výpočtu parametrů

$$h_p = \frac{h_{VZ} + h_{SE} + h_{HR} + h_{BR}}{4} = \frac{(0,9 + 0,78 + 0,7 + 0,61) \cdot 10^{-3}}{4} = 0,7475 \cdot 10^{-3} \text{ m} \quad (9.7)$$

$$r_p = \frac{r_{VZ} + r_{SE} + r_{HR} + r_{BR}}{4} = \frac{\left(\frac{14,25}{2} + \frac{11,20}{2} + \frac{9,9}{2} + \frac{7,2}{2}\right) \cdot 10^{-3}}{4} = 5,3 \cdot 10^{-3} \text{ m} \quad (9.8)$$

Průměrné hodnoty byly dosazeny do vztahu pro výpočet PWV a tím vypočtena rychlost šíření pulzní vlny mezi měřicími místy modelu.

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h_p}{2 \cdot r_p \cdot \rho}} = \sqrt{\frac{11 \cdot 10^6 \cdot 1,255 \cdot 10^{-3}}{2 \cdot 5,319 \cdot 10^{-3} \cdot 1000}} = 36,02 \frac{\text{m}}{\text{s}} \quad (9.9)$$

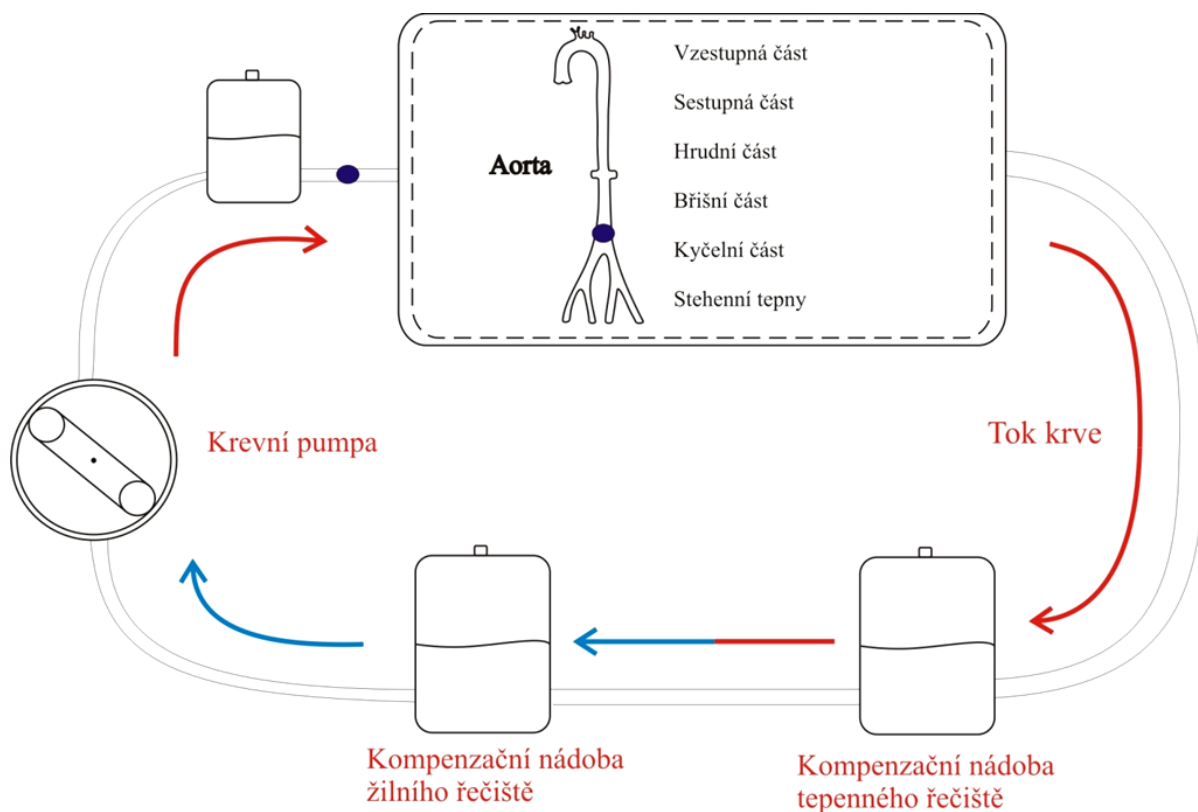
Rychlost šíření pulzní vlny v modelu na základě použitého materiálu a parametrů použitých hadic činila cca 36,02 m/s. Tato vypočtená hodnota byla dále porovnána s hodnotou naměřenou na fyzickém modelu, která byla určena z uražené vzdálenosti a doby, za kterou danou vzdálenost pulzní vlna projde.

9.2. Návrh měřicího řetězce

Fyzický model byl tvořen ze základních prvků, jejichž úkolem je simulovat zmíněné vlastnosti a parametry cévní stěny a celého cévního systému.

- Pulzní krevní pumpa Harvard Apparatus 55-3321
- Silikonové hadice s definovanými parametry
- Tlakové nádoby
- Protékané médium – Voda (H_2O)
- Snímače tlaku ARGON DTX plus
- AD převodník PowerLab 15T

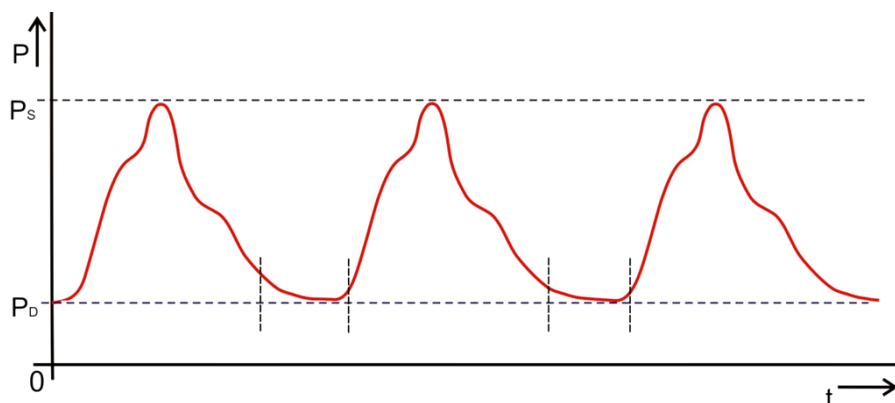
Jednotlivé prvky byly mezi sebou propojeny dle předem navrženého schématu. Bylo důležité zachovat správnou posloupnost tepenného a žilního systému. Protékané médium proudilo modelem s přesně nastavenými parametry: rychlosti, objemem a poměrem systola/diastola.



Obrázek 9.2: Schéma zapojení měřicího řetězce

Nejdůležitější funkční prvek modelu byla krevní pumpa. Ta byla speciálně vytvořena pro přesné simulování srdeční činnosti. Pumpa disponuje širokou škálou nastavení. K výstupu pumpy byla přes silikonovou hadičku s patřičným průměrem připojena tlaková nádoba. Tato tlaková nádoba byla zařazena ihned za pumpu, protože její funkce spočívá v přeměně pulzního toku média na tok kontinuální neboli, přeměna kinetické energie na potencionální. Díky tomu byl v obvodu udržen stále minimální diastolický tlak i mezi jednotlivými pulzy a byl tak zaručen, stály proud krve modelem jako

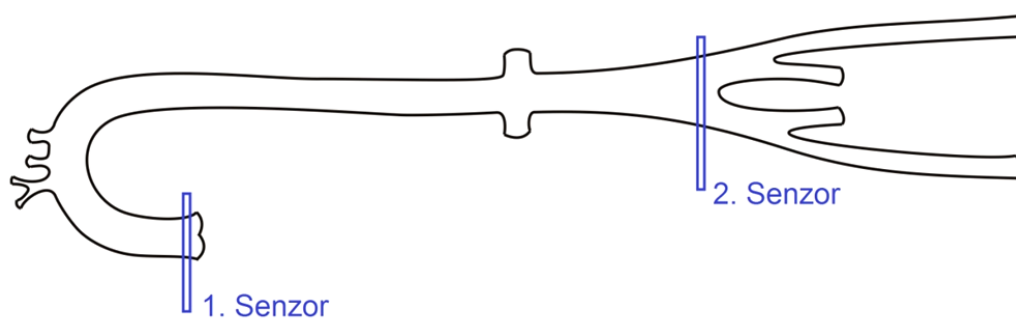
v reálném lidském těle. Na tuto nádobu byla napojena modelová aorta, kde jednotlivé úseky lidské aorty vytváří navzájem spojené silikonové hadičky s různými vnitřními průsvity dle stanového poměru. Všechny hadičky společně s tlakovou nádobou pomocí své poddajnosti napomáhají ke kontinuálnímu toku média modelem přesně jako krev v lidském organismu.



Obrázek 9.3: Vliv elasticity cév na krevní tok

Médium dále proudilo přes dvě kompenzační nádoby, které simulovaly roztažnost tepenného a žilního systému. Tyto nádoby byly neprodyšně uzavřeny a vlivem změny výšky hladiny se v nich reguloval vnitřní tlak. Takto byla modelována elasticita zbylých tepen celého tepenného řečiště a elasticita celého žilního řečiště. Z důvodu rozdílných vlastností roztažnosti tepen a žil, kdy žíly jsou mnohem tužší, bylo nutné vytvořit dvě nádoby. Hladina v tepenné kompenzační nádobě byla nižší, aby stlačitelnost většího množství vzduchu uvnitř nádoby způsobila větší pohlcení energie šířící se vlny. Kdežto vysoká hladina v žilní kompenzační nádobě způsobila menší efekt. Hladiny v obou nádobách byly určeny experimentálně dle aktuálního tlaku uvnitř modelu. Obvod modelu byl uzavřen připojením výstupu žilní kompenzační nádoby na vstup krevní pumpy. Vnitřní tlak modelu bylo možno jemně doladit ventily na vstupech tlakových nádob, které představovaly odpor protékajícímu médiu.

Tlak protékajícího média byl měřen na dvou místech modelu. Na začátku modelové aorty, konkrétně ve vzestupné části modelové aorty. A druhé měřící místo bylo na konci břišní části modelové aorty, před rozvětvením kyčelních tepen.



Obrázek 9.4: Měřící místa

V místě druhého senzoru vznikl značný odpor působící proti protékajícímu médiu právě v důsledku rozvětvení kyčelních a stehenních tepen. Proto zde bylo vhodné měřit velikost a tvar odražené vlny. Oba senzory byly současně propojeny s AD převodníkem a výstupy zpracovávány v PC.

9.3. Tlakový senzor ARGON DTX Plus

Pro měření aktuálního tlaku uvnitř modelu byly využity dva lékařské snímače tlaku typu DTX Plus od firmy Argon. Systém senzoru je při měření tlaku na lidském těle naplněn speciální tekutinou, která měřený krevní tlak přenáší na snímač senzoru. V modelu bylo ovšem použito pro měření vnitřního tlaku přímo protékané médium, a proto bylo třeba jej vždy před snímáním odvzdušnit a zajistit tak přesné monitorování tlaku média.



Obrázek 9.5: Senzor tlaku ARGON DTX Plus

Senzor obsahoval již v základu vstupní ventil, který úplně uzavře vstup do senzoru nebo jej přepne na pomocný vstup. Senzor také obsahoval speciální gumový mechanismus sloužící k odvzdušnění senzoru a přívodních cest. Hlavní funkční parametry senzoru tlaku ARGON DTX Plus založeného na principu průtoku měřicího média přes senzor jsou uvedeny v tabulce 9.4.

Tabulka 9.4: Parametry senzoru ARGON DTX Plus

Napájecí napětí	5 V
Rozlišovací schopnost	5 μ V / mmHg
Rozsah tlaků	-30 až 300 mmHg
Pracovní teplota	15 až 40 °C

Výstupní parametr senzoru odpovídající aktuálnímu tlaku působícího na senzor byla hodnota napětí. Výstupní napětí je měněno v závislosti na aktuálním tlaku a napájecím napětím. Rovněž citlivost senzoru je ovlivněna napájecím napětím. Zvolením jiného napájecího napětí ovlivní výstup senzoru, a proto je vždy nutné senzor před měřením kalibrovat.

Senzor byl připojen pomocí přívodního kabelu k přípravku, který sloužilo jako stabilní napájení senzoru a zároveň snímač výstupního napětí. Tento prvek byl spojen s PC, ve kterém probíhal následný převod napěťové hodnoty na hodnotu tlaku, zpracování i vyhodnocení získaných dat. [16]

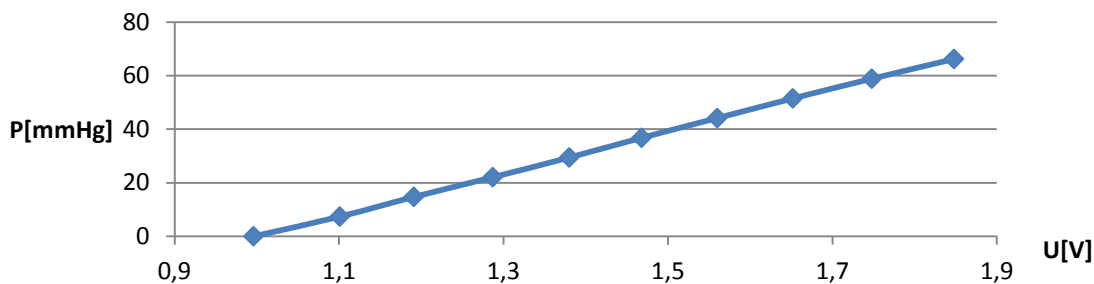
9.4. Kalibrace senzorů

Senzory byly kalibrovány pomocí vodního sloupce. Tlak působící na senzor odpovídal přesné hodnotě výšky vodní hladiny (hydrostatický tlak).

Tabulka 9.5: Výsledky kalibrace senzoru ARGON DTX Plus

P [cmH ₂ O]	U [V]	P [mmHg]	P [Pa]
90	1,848	66,18	8822,77
80	1,748	58,82	7842,47
70	1,652	51,47	6862,16
60	1,56	44,12	5881,85
50	1,468	36,76	4901,54
40	1,38	29,41	3921,23
30	1,287	22,06	2940,92
20	1,191	14,71	1960,61
10	1,101	7,35	980,30
0	0,996	0,00	0,00

Společně s postupným snižováním hladiny z hodnoty 90 cmH₂O se zaznamenávala aktuální hodnota napětí na senzoru. Z naměřených údajů byl vytvořen průběh napětí v závislosti na tlaku.



Obrázek 9.6: Závislost tlaku na napětí senzoru ARGON DTX Plus

Křivka má lineární charakter a z toho důvodu byl vytvořen předpis přímky.

- $$tlak = a \cdot napětí + b$$
1. Bod $66,18 = 1,848 a + b$
 2. Bod $0 = 0,996 a + b$

Řešení dvou rovnic o dvou neznámých.

$$a = 77,68 \qquad b = -77,35$$

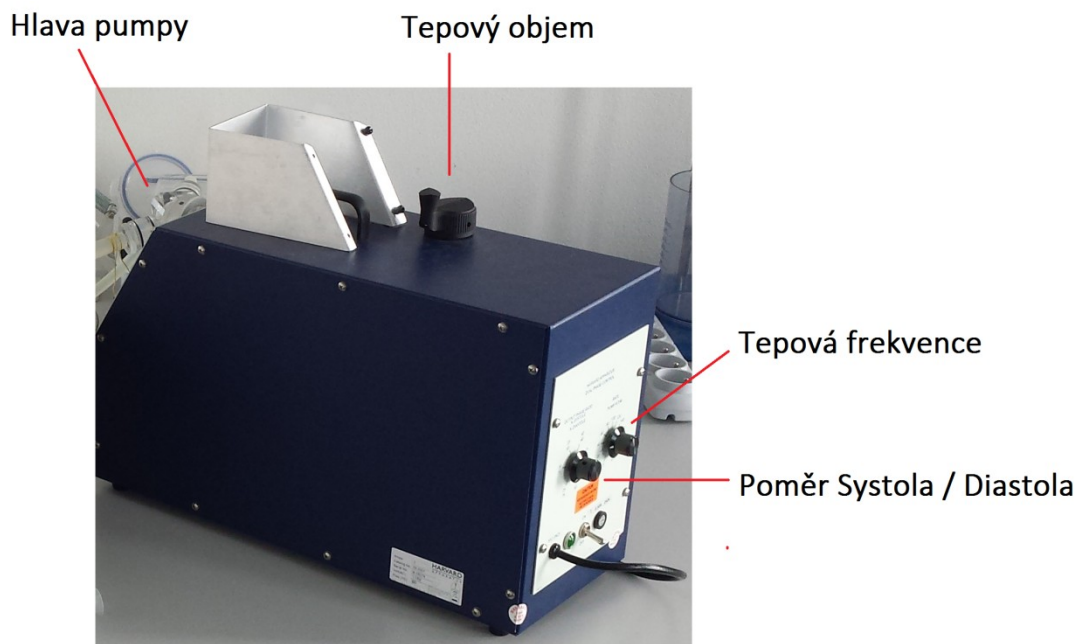
Výsledný předpis přímky.

$$tlak = 77,68 \cdot napětí - 77,35 \qquad (9.10)$$

Se zvyšujícím se napětím měřeným na výstupu senzoru úměrně roste tlak. Výsledky této kalibrace jsou dále využívány v měřeních.

9.5. Krevní pumpa Harvard Apparatus 55-3321

Krevní pumpa slouží pro modelování srdeční činnosti. Dle nastavených parametrů je možné simulovat klasickou činnost lidského srdce. Použitá krevní pumpa obsahovala nastavovací prvky pro srdeční frekvenci, tepový objem a poměr systola/diastola. Tyto parametry jsou určující pro základní modelaci srdeční činnosti.



Obrázek 9.71: Krevní pumpa Harvard Apparatus 55-3321

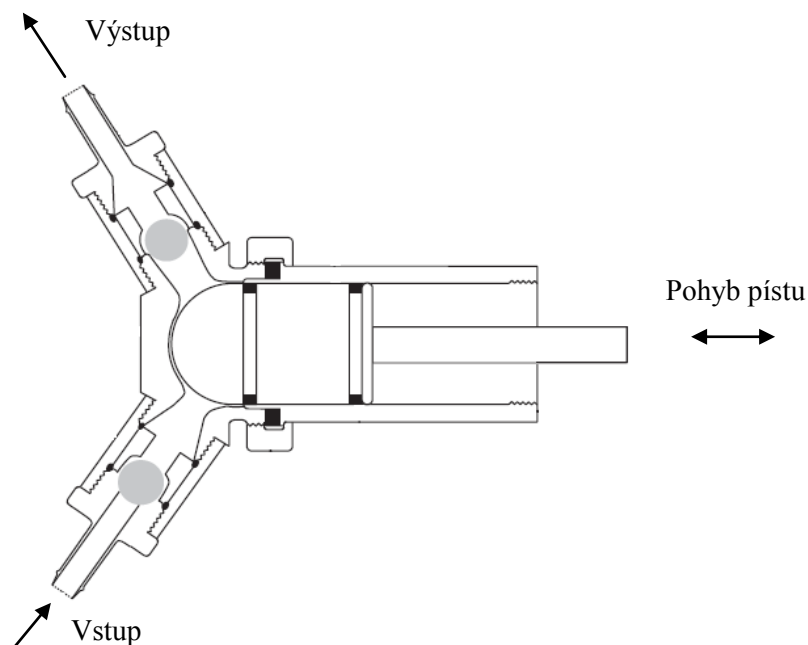
Použitá krevní pumpa ovšem nedisponovala nastavením hodnoty tepového objemu odpovídající hodnotě v lidském těle. Proto byl tento fakt vzat do úvahy při výpočtech. Kromě tohoto dílčího omezení byla použitá pumpa plně nastavitelná pro modelaci normální srdeční činnosti lidského organismu. [17]

Tabulka 9.6: Parametry krevní pumpy Harvard Apparatus 55-3321 [17]

Označení pumpy	55-3321
Tepový objem	4 – 30 ml
Tepová frekvence	20 - 200 tep/min
Výstupní poměr	25/75 – 50/50
Napájecí napětí	220 V / 50 Hz
Použití	Malá zvířata

Pumpa fungovala na principu pohyblivého válce a dvou ventilů ovlivňovaných vnitřním tlakem v hlavě pumpy. Při pohybu válce směrem vzad vznikl v hlavě pumpy podtlak, který otevřel vstupní a uzavřel výstupní ventil. Vstupním ventilem se do hlavy pumpy následně nasávalo protékané

médium. Pohybem válce opačným směrem vzniknul přetlak, který otevřel výstupní ventil a protékané médium vytlačil ven z hlavy pumpy. Tento princip je nejjednodušší pro zajištění pulzního toku s nastavenými parametry. Rychlost pohybu pístu udává frekvenci pulzů a časové doby zase pulzní objem v patřičném poměru.



Obrázek 9.8: Princip činnosti hlavy krevní pumpa Harvard Apparatus 55-3321

Hodnoty jednotlivých nastavení krevní pumpy použité v modelu se měnily od nejnižší možné tepové frekvence 30 tepů za minutu až po frekvenci 90 tepů za minutu, kdy již byly hodnoty tlaku měřené na senzoru příliš velké.

Tabulka 9.7: Nastavené parametry krevní pumpy použité v modelu

Tepový objem	15 [ml]
Tepová frekvence	30 – 90 [tep/min]
Poměr Systola/Diastola	30/70 [%]

Vzhledem k tomu, že použitá krevní pumpa není uzpůsobena k simulaci lidské srdeční činnosti, byly jednotlivé parametry nastaveny tak, aby co nejvíce odpovídaly lidským hodnotám. Srdeční frekvence a poměr systoly a diastoly byly nastaveny přesně. Tepový objem byl ovšem nastaven na hodnotu 15 ml za jeden tep. Z toho důvodu bylo nutné tuto změnu zohlednit ve výpočtech a analýzách.

9.6. Výběr hadic

Pro věrohodné modelování cévního systému bylo zapotřebí použít materiály a prvky odpovídající svými vlastnostmi co možná nejpřesněji organické tkáni. Jedním z nejdůležitějších elementů fyzického řetězce byly použité hadice spojující jednotlivé prvky modelu. Ty představovaly cévy v lidském organismu, které svými vlastnostmi výrazně ovlivňují tok krve. Hlavní vlastnost cév v lidském organismu je jejich elasticita. Ta se odvíjí od stavby a složení cévní stěny. Materiál použitých hadic musel být proto dostatečně pružný a zároveň odolný, aby vydržel velký vnitřní tlak. K určení odpovídající elasticity hadice byl využit výpočet Youngova modulu pružnosti v tahu. Tento vztah přesně definuje míru pružnosti, kterou jednotlivé cévy v lidském těle disponují.

Youngův modul pružnosti je vyjádřen ze vzorce pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny, Moens–Kortewegova rovnice (viz. Kapitola 4):

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}} \rightarrow E = \frac{PWV^2 \cdot 2r \cdot \rho}{h}$$

Dimenzionální analýza:

$$\left[\sqrt{\frac{Pa \cdot m}{m \cdot \frac{kg}{m^3}}} = \sqrt{\frac{\frac{kg}{m \cdot s^2} \cdot m}{m \cdot \frac{kg}{m^3}}} = \sqrt{\frac{\frac{kg}{m \cdot s^2} \cdot m}{m \cdot \frac{kg}{m^3}}} = \sqrt{\frac{m^2}{s^2}} = \frac{m}{s} \right]$$

Vzhledem k tomu, že se stavba cévní stěny liší u jednotlivých cév lidského organismu, liší se tak i hodnota Youngova modulu pružnosti. Ta vychází z poloměru cévy (r), tloušťky cévní stěny (h), hustoty protékaného média (ρ) a v neposlední řadě také z rychlosti pulzní vlny (PWV) v dané cévě či její části.

Z tohoto důvodu bylo zapotřebí určit všechny hodnoty Youngova modulu pružnosti pro jednotlivé úseky aorty a stehenní tepny. Tyto úseky byly následně sestaveny z hadic, jejichž vlastnosti a parametry odpovídaly konkrétní cévě. [2]

9.7. Youngův modul pružnosti

Vzestupná část aorty:

$$PWV = 440 \text{ cm/s}$$

$$r = 14,25 \text{ mm}$$

$$h = 1,63 \text{ mm}$$

$$E_{VZ} = \frac{PWV^2 \cdot 2r \cdot \rho}{h} = \frac{4,4^2 \cdot 2 \cdot 0,01425 \cdot 1060}{0,00163} = 358813,25 \text{ Pa}$$

Sestupná část aorty:

$$PWV = 530 \text{ cm/s}$$

$$r = 11,2 \text{ mm}$$

$$h = 1,33 \text{ mm}$$

$$E_{SE} = \frac{PWV^2 \cdot 2r \cdot \rho}{h} = \frac{5,3^2 \cdot 2 \cdot 0,0112 \cdot 1060}{0,00133} = 501480,42 \text{ Pa}$$

Hrudní část aorty:

$$PWV = 520 \text{ cm/s}$$

$$r = 9,9 \text{ mm}$$

$$h = 1,2 \text{ mm}$$

$$E_{HR} = \frac{PWV^2 \cdot 2r \cdot \rho}{h} = \frac{5,2^2 \cdot 2 \cdot 0,0099 \cdot 1060}{0,0012} = 472929,6 \text{ Pa}$$

Břišní část aorty:

$$PWV = 570 \text{ cm/s}$$

$$r = 7,2 \text{ mm}$$

$$h = 0,95 \text{ mm}$$

$$E_{BR} = \frac{PWV^2 \cdot 2r \cdot \rho}{h} = \frac{5,7^2 \cdot 2 \cdot 0,0072 \cdot 1060}{0,00095} = 522028,8 \text{ Pa}$$

Kyčelní část aorty:

$$PWV = 920 \text{ cm/s}$$

$$r = 5,1 \text{ mm}$$

$$h = 0,76 \text{ mm}$$

$$E_{KY} = \frac{PWV^2 \cdot 2r \cdot \rho}{h} = \frac{9,2^2 \cdot 2 \cdot 0,0051 \cdot 1060}{0,00076} = 1204115,36 \text{ Pa}$$

Stehenní tepny:

$$PWV = 880 \text{ cm/s}$$

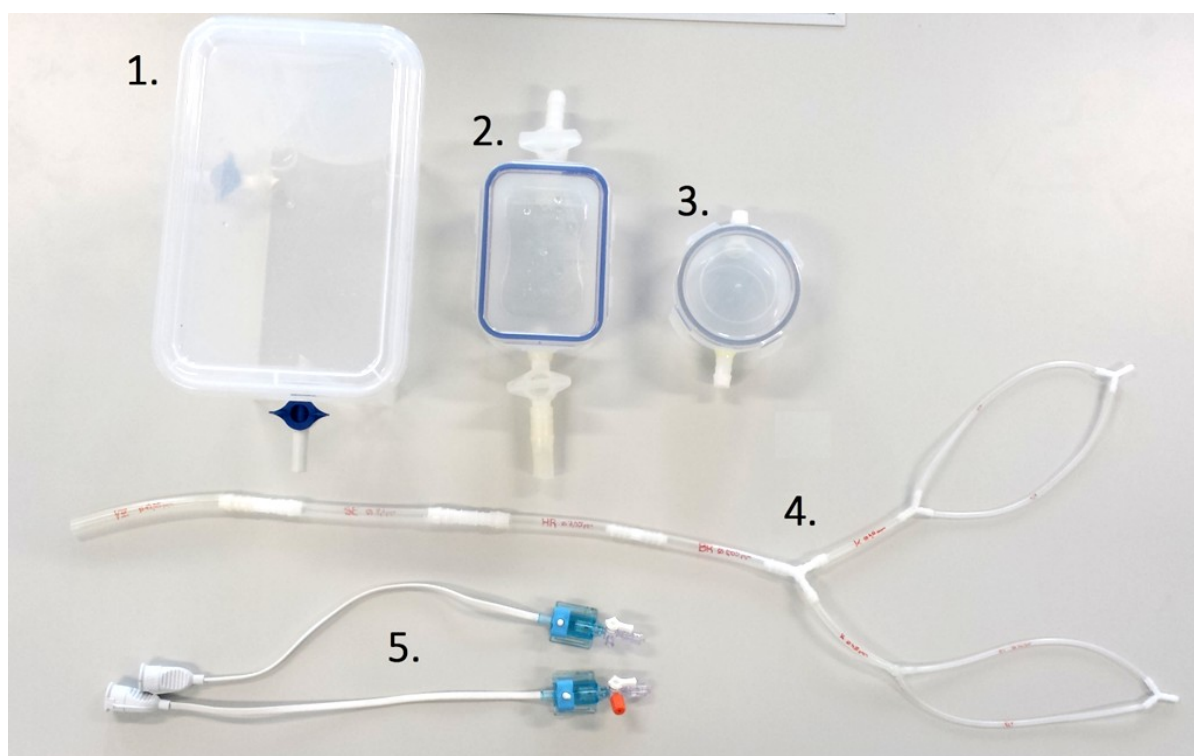
$$r = 3,05 \text{ mm}$$

$$h = 0,5 \text{ mm}$$

$$E_{ST} = \frac{PWV^2 \cdot 2r \cdot \rho}{h} = \frac{8,8^2 \cdot 2 \cdot 0,00305 \cdot 1060}{0,0005} = 1001454,08 \text{ Pa}$$

9.8. Realizace měřicího řetězce

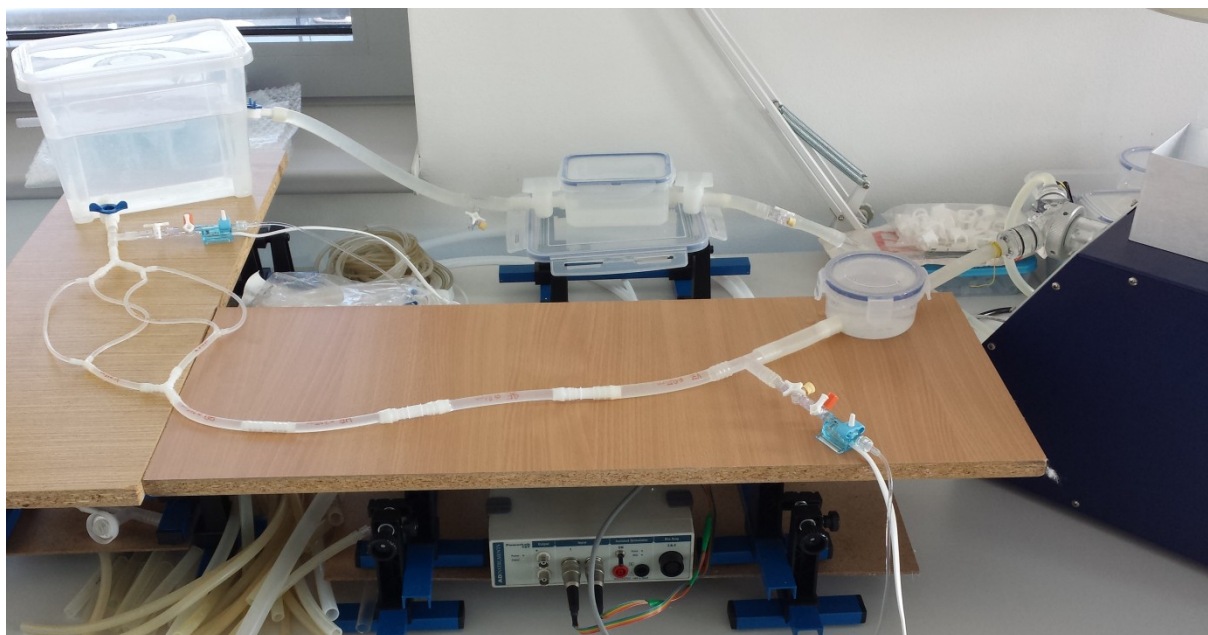
Model byl sestaven z dostupných materiálů. Silikonové hadice použité na stavbu aorty měly specifické parametry, aby co nejlépe simulovaly chování skutečné cévní stěny. Tlakové nádoby byly opatřeny ventily a spojkami pro jednoduché propojení silikonovými hadicemi. Senzory byly do měřicího řetězce zapojeny pomocí T spojek. Bylo důležité, aby byl model dokonale odvzdušněn a nevznikaly v něm nežádoucí bubliny, které by ovlivnily měření.



Obrázek 9.9: Jednotlivé součásti fyzického modelu

1. Kompenzační nádoba tepenného řečiště
2. Kompenzační nádoba žilního řečiště
3. Malá tlaková nádoba
4. Aorta
5. Snímače tlaku

Jednotlivé prvky byly zapojeny dle schématu (9.2) a model byl naplněn médiem. Vzhledem k tomu, že protékané médium byla čistá voda, zohlednil se tento fakt ve výpočtech, kde byla zaměněna hustota krve 1060 kg/m^3 na hodnotu hustoty vody 1000 kg/m^3 . Vlivem spojení jednotlivých částí modelové aorty pomocí plastových propojek narostla její celková délka ze 40 cm na 64 cm. Jednotlivé silikonové části aorty měly přesnou délku s danou roztažností. Proto zvětšená délka o pevné spojky ovlivnila model méně, než kdyby se zachovala celková délka 40 cm na úkor roztažnosti jednotlivých částí modelové aorty (zkrácení hadic).



Obrázek 9.10: Sestavený fyzický model krevního řečiště

Na předchozím snímku (9.1) je znázorněna celková soustava mého fyzického modelu krevního řečiště. Vpravo krevní pumpa, na kterou byla připojena Windkesslova tlaková nádoba, dále aorta a kompenzační nádoby tepenného a žilního systému. Médium se následně vracelo do krevní pumpy, kde se okruh uzavíral.

Základní tepová frekvence, od které se odvíjela správná funkčnost modelu, byla 70 tepů za minutu. Při této frekvenci se přesně shodoval měřený tlak oběhového média v modelu s přepočteným tlakem uvnitř modelu 150/100 mmHg.

Spuštěním krevní pumpy začalo modelem proudit oběhové médium s nastavenou tepovou frekvencí, tepovým objemem a poměrem systoly k diastole (30/70). Médium proudilo přes tlakovou nádobu, kde se část její kinetické energie přeměnila na potencionální, vlivem tlaku vzduchu v nádobě. Dále proudilo přes modelovou aortu, jejíž pružná stěna opět působila jako pružník v lidském organismu. V tlakových nádobách se uplatnila stlačitelnost vzduchu, která také ovlivnila tvar a velikost pulzní vlny. Již na začátku modelu začal působit odpor na protékané médium. Ten vznikl na spojkách jednotlivých hadic, větveních kyčelních a stehenních úseků a v samotných hadicích, protože není možné zajistit dostatečnou kluzkost vnitřní stěny hadice.

Systolický a diastolický tlak oběhového média byl doladěn hladinami v tlakových nádobách, hlavně v první Windkesslově nádobě. Hladiny v jednotlivých tlakových nádobách se určily experimentálně, dle aktuálního měřeného tlaku oběhového média. Jemné doladění vnitřního tlaku na hodnotu 150 mmHg systolického a 100 mmHg diastolického tlaku probíhalo pomocí ventilu na tlakové nádobě tepenného řečiště. Přepočtená hodnota vnitřního tlaků byla sledována na prvním senzoru ve vstředné části modelové aorty, na kterém ve výsledku byla naměřena přesná hodnota dle poměru. Při tomto nastavení a doladění model simuloval cévní systém lidského organismu, s ohledem na poměr modelu vůči lidskému organismu.

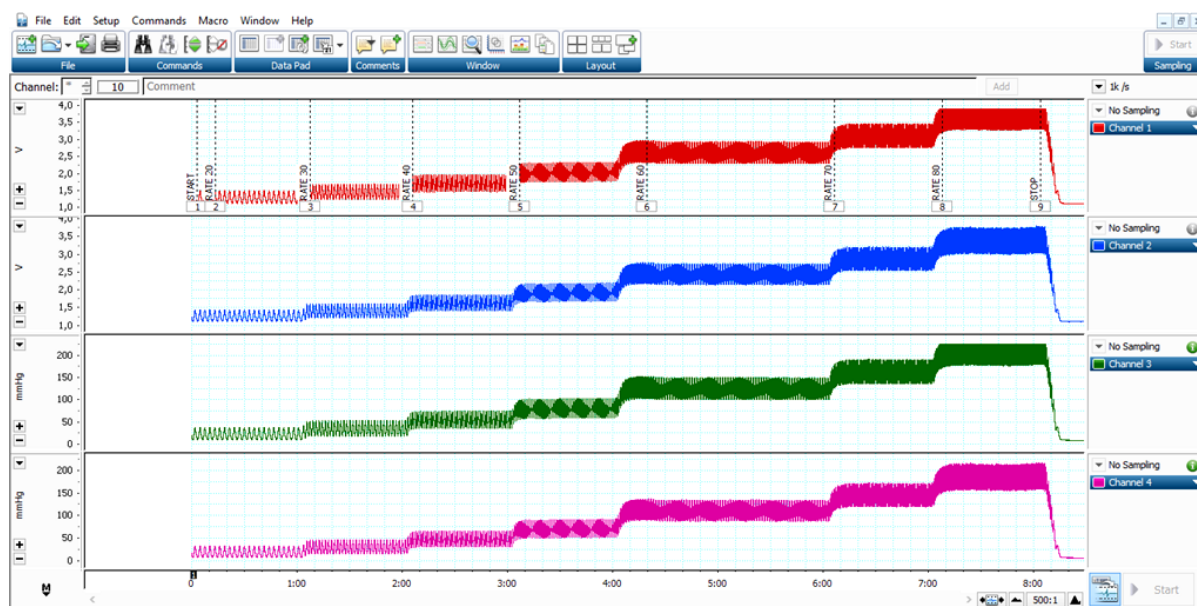
10. Zpracování signálu

Hlavním cílem zpracování dat bylo zjištění rychlosti šíření pulzní vlny v modelu. K tomuto bylo třeba určit zpoždění vlny mezi dvěma místy modelu. Právě z toho důvodu jsou v soustavě zařazeny dva senzory tlaku. Oba senzory měří současně hodnotu tlaku v závislosti na čase. Z těchto údajů bylo následně vyhodnoceno zpoždění pulzní vlny na dráze mezi senzory a pomocí této hodnoty vypočteny další parametry modelu.

Zpracování signálu probíhalo v několika programech. Snímaná data se zpracovala v programu LabChart. Další vyhodnocení pak probíhalo v programovém prostředí Matlab. A nakonec analýza výsledných dat v programu Statgraphic.

10.1. Labchart

Data byla prostřednictvím USB kabelu přenesena z PowerLab 15T do PC s programem Labchart. Snímaná data byla v programu LabChart graficky zobrazena jako změna napětí na senzoru v čase. Rozsah napětí byl od 1 V při nízkých frekvencích až do 4,5 V při vysoké tepové frekvenci, což odpovídalo napájecímu napětí senzoru.



Obrázek 10.1: Prostředí Labchart s naměřenými daty

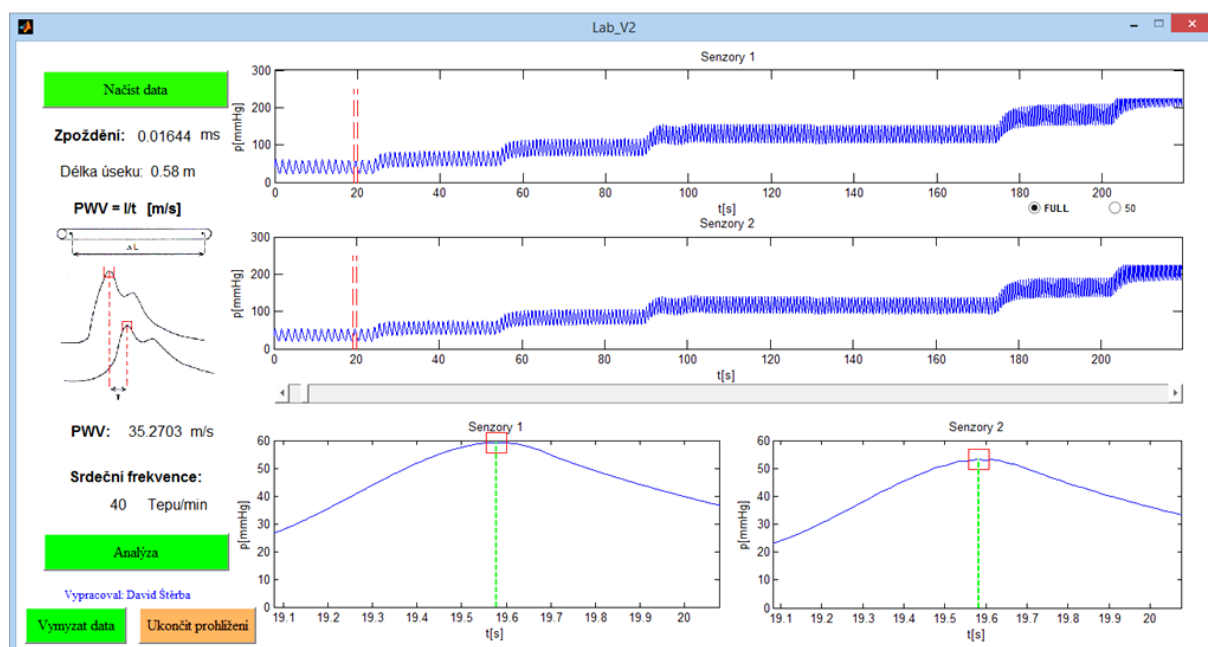
V tomto prostředí byly oba signály upraveny a přepočítány na jednotky tlaku, tedy milimetry rtuťového sloupce (*mmHg*). Přepočet byl založen na vytvořeném předpisu přímky při kalibraci senzoru. Tato rovnice přesně přepočítala hodnotu napětí (*V*) na hodnotu tlaku v *mmHg*. Rozsah systolického tlaku byl v rozmezí od 30 *mmHg* až do 250 *mmHg* pro vysoké tepové frekvence.

$$tlak = 77,68 \cdot napětí - 77,35$$

Pro přehlednost byly všechny průběhy zobrazeny na jedné výstupní obrazovce programu. První a druhý kanál zobrazuje data naměřená na senzorech v napětových jednotkách (V). Další dva kanály zobrazují tytéž data přepočtena na hodnoty tlaku ($mmHg$). Měření probíhalo s nastavením od minimální tepové frekvence až po maximální tepovou frekvenci, která činila 90 tepů za minutu. Při této hodnotě se již snímač tlaku dostal do saturace, kdy již nebyl schopen naměřit vyšší hodnoty tlaku. Všechny změny frekvence byly pro přehlednost okomentovány. Přepočtená data z obou senzorů byla následně přenesena do programového prostředí Matlab, kde proběhla další fáze jejich zpracování.

10.2. Matlab

Uživatelské rozhraní bylo vytvořeno v prostředí GUI, kde se prováděly všechny úkony prostřednictvím naprogramovaných ovládacích tlačítek. Program byl optimalizován a přizpůsoben pro různá data, která se načítají jako soubory MS Excel s příponou xls. Program automaticky zobrazuje výsledná data a výsledky analýzy.

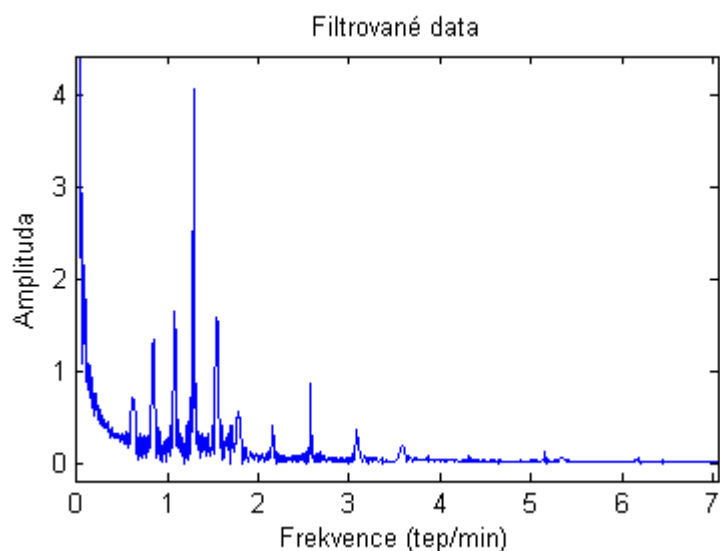


Obrázek 10.2: Program vytvořený v prostředí Matlab s ukázkou naměřených dat

Hlavní okno tvořily dva velké grafy zobrazující v celém rozsahu načtený signál a dva menší grafy zobrazující detaily detekce hrotů. Levá část obsahovala ovládací tlačítka pro načtení dat, analýzu a další pomocná tlačítka. Dále zde byly promítány základní informace jako: aktuální zpoždění pulzní vlny mezi senzory, vypočtená rychlost šíření pulzní vlny a vypočtená srdeční frekvence.

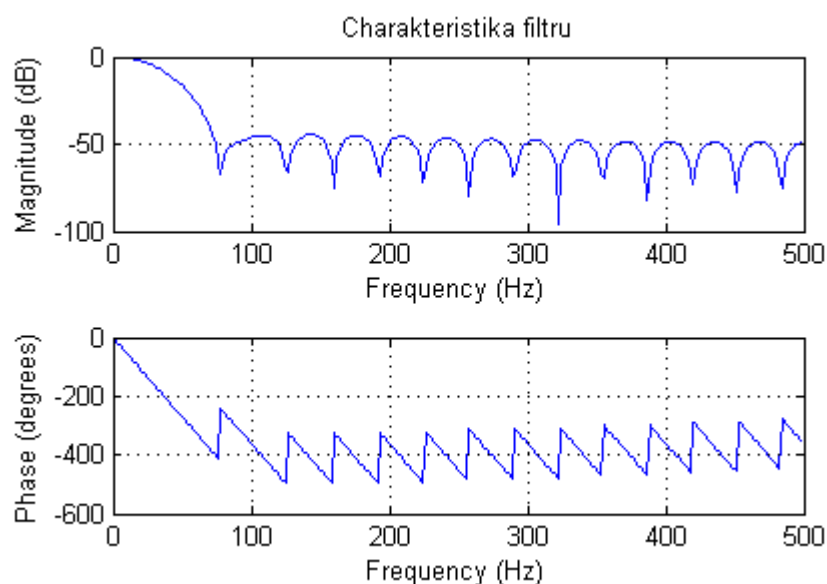
V prvním kroku zpracování byla přepočtená data vyfiltrována dolní propustí. Frekvence pulzní křivky je kolem 2-5 Hz. V praxi se takovýto signál filtruje s mezním kmitočtem 15 Hz, protože se berou v úvahu rychlé a patologické změny, které mohou v organismu nastat a které, by následně byly vyfiltrovány. Pro ověření ovšem program vytvořil frekvenční spektrum přepočteného signálu pomocí FFT⁸, které jasně zobrazilo největší změny na frekvencích 0 – 6 Hz.

⁸ Fast Fourier Transform (Rychlá Fourierova transformace)



Obrázek 10.3: Frekvenční spektrum naměřeného signálu

Signál byl filtrován pomocí diskrétního lineárního filtru, který má konečnou impulsní odezvu (*fir*). Vzorkovací frekvence vstupního signálu byla 1000 Hz a řád filtru byl nastaven na 30. Mezní kmitočet dolní propusti byl 15 Hz. Takto navržený filtr jasně a čistě upravil vstupní signál do vhodné podoby nutné pro další analýzu. Vzhledem k nízkému meznímu kmitočtu 15 Hz nebylo zapotřebí vytvářet filtr pro filtraci síťového rušení 50 Hz (Notch filtr). Z charakteristiky vytvořeného filtru je patrný pokles o 3 dB okolo 15 Hz. Stabilita filtru byla ověřena pomocí rozmístění nul a pólů, kdy všechny póly měly umístění v nule.

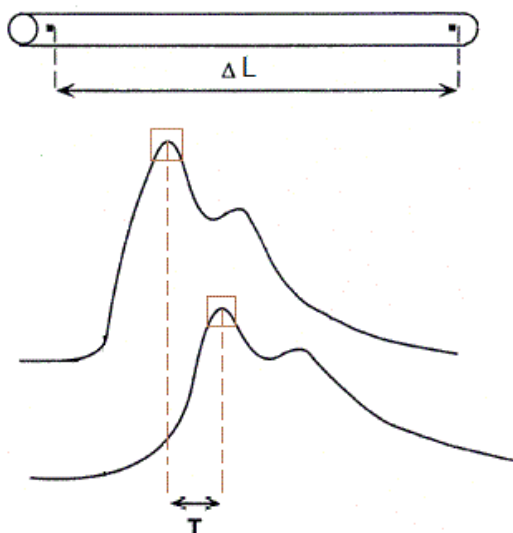


Obrázek 10.4: Charakteristika navrženého filtru

Filtrací prošly oba signály z obou senzorů. Na filtrované signály byla následně použita speciální funkce detekce maximálních vln (detekce hrotu). V programovém prostředí Matlab již je funkce implementována pod názvem „*findpeaks*“. Tato funkce detekovala jednotlivé vlny signálu dle jejich maximálního hrotu. Oba signály měly totožný počet vln, avšak s určitým zpožděním na druhém

senzoru vzniklým uběhlou dráhou. Čím větší by byla vzdálenost mezi senzory, tím by bylo zpoždění větší. Doba mezi detekovanými hroty v každém signálu určovala aktuální zpoždění. Toto zpoždění ovšem velice zkreslovalo přepočet PWV a srdeční frekvenci, proto byl vytvořen plovoucí průměr deseti hodnot. Díky tomu hodnoty nekolísaly v širokém rozsahu, ale plynule se měnily.

Rychlost šíření pulzní vlny byla vždy vypočtena pro aktuální zpoždění. Výpočet vycházel ze základního fyzikálního vzorce, kde bylo třeba znát čas a vzdálenost.



Obrázek 10.5: Ukázka výpočtu PWV

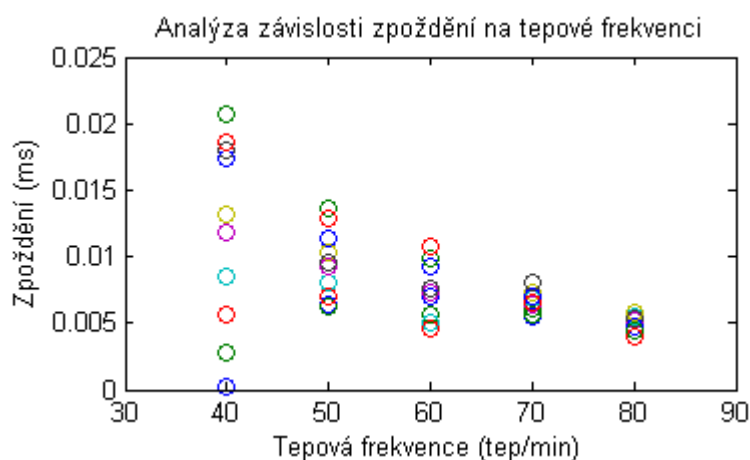
$$PWV = \frac{\Delta L}{\Delta t} [m/s]$$

Vzdálenost mezi senzory v modelu byla určena na 0,58 m. Musela být dodržena délka jednotlivých částí aorty a stehenních tepen z důvodu elasticity hadic. Proto se délka modelu navýšila o použité spojky, kterými byly části spojeny. Výpočet byl v programu proveden v jednom kroku pro všechny hodnoty zpoždění a následně se při zobrazení jen načítal z paměti programu. Tepová frekvence byla vyřešena jako časový úsek s určitým počtem vzorku.

$$f = \frac{60}{(CasVlny(10) - CasVlny(1))} \cdot 10 [tep/min] \quad (10.1)$$

Konkrétně se ve zjištěném časovém intervalu nacházelo 10 vln. Následně se dle výpočtu určilo, kolik vln se nachází v 60 sekundách. Vzhledem k tomu, že výpočet zahrnoval široký interval, nedocházelo k takovému kolísání frekvenční hodnoty jako u časového zpoždění. Bylo to dáno tím, že se tepová frekvence neměnila tak razantně jako zpoždění mezi jednotlivými hroty pulzních vln.

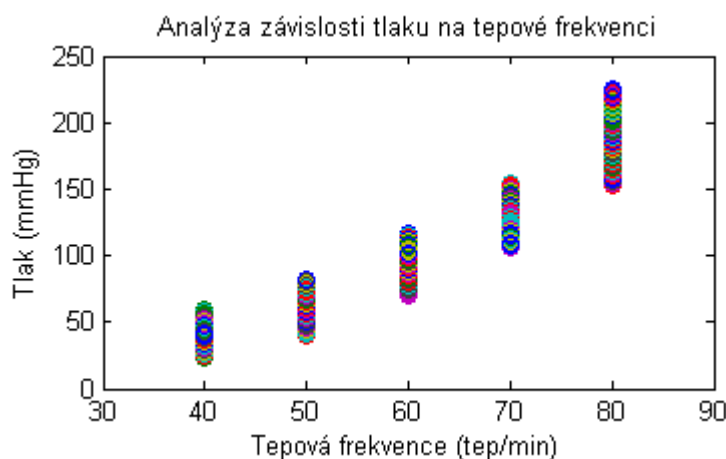
Programové zpracování dat provádělo také výběr vhodných dat pro následnou analýzu. Výsledkem byl soubor ve formátu MS Excel, ve kterém byla uložena vybraná data. Pro první analýzu závislosti časového zpoždění na tepové frekvenci bylo vybráno vždy 20 vzorků časového zpoždění pro každou frekvenci.



Obrázek 10.6: Vzorky zpoždění

Razantní rozptyl hodnot zpoždění mezi pulzními vlnami způsobilo nastavení nízké tepové frekvence. To se potvrdilo i v grafu. Maximální možný počet vzorků použitelných pro analýzu byl 20, z důvodu malého počtu pulzních vln při nízkých frekvencích.

Druhá analýza se zabývala závislostí velikosti tlaku na tepové frekvenci a z toho důvodu bylo vždy pro každou frekvenci vybráno 20 000 vzorků hodnot tlaku.



Obrázek 10.7: Vzorky tlaku

Jednotlivé vzorky tvořily celý průběh tlaku pro každou frekvenci. Vzorky představovaly hodnoty tlaku od diastolického až po tlak systolický. To způsobilo v grafu takový rozptyl. Z hodnot pro každou frekvenci byla následně vytvořena klasická střední hodnota, udávající aktuální hodnotu tlaku. Vzhledem k tomu, že byla pro každou frekvenci hodnota tlaku systoly a diastoly neměnná, tedy měření probíhalo vždy za stejných podmínek, bylo možné si přepočítat na střední hodnotu takto zjednodušit. Protože pro analýzu nebyla důležitá hodnota tlaku, ale vzájemná poloha jednotlivých středních hodnot konkrétních frekvencí. Takto vytvořený soubor byl následně zpracován a analyzován v Statgraphic.

11. Analýza Dat

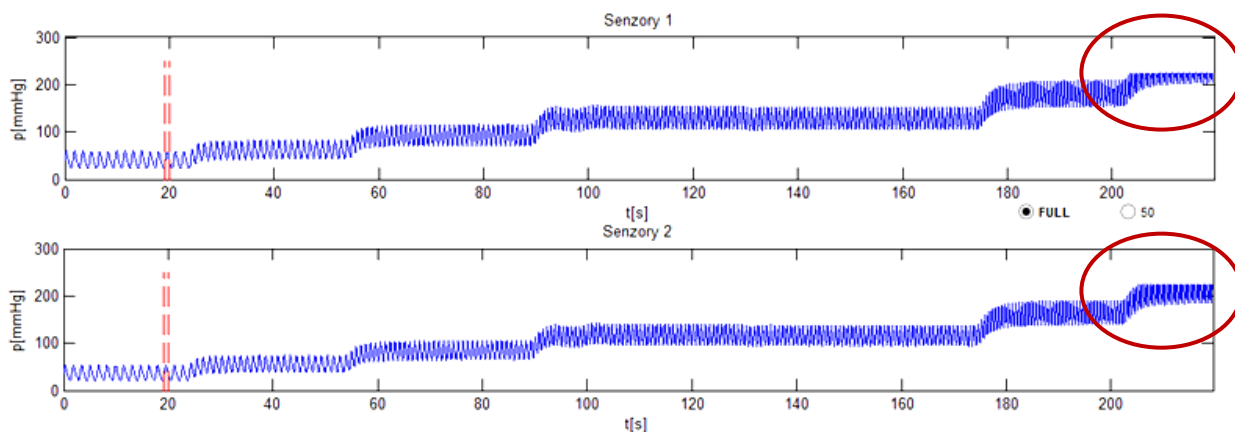
Analýza získaných dat byla provedena v prostředí Statgraphic. Analýza se zabývala dvěma základními závislostmi.

- Závislosti časového zpoždění pulzní vlny mezi dvěma místy modelu na tepové frekvenci.
- Závislost velikosti vnitřního tlaku modelu na tepové frekvenci.

V lidském těle je krevní tlak určen cévním odporem a roztažností cévní stěny. Pokud má být model přesný, měl by reagovat změnou tlaku a časového zpoždění při měnění se tepové frekvenci stejně jako lidský organismus.

11.1. Závislost časového zpoždění na tepové frekvenci

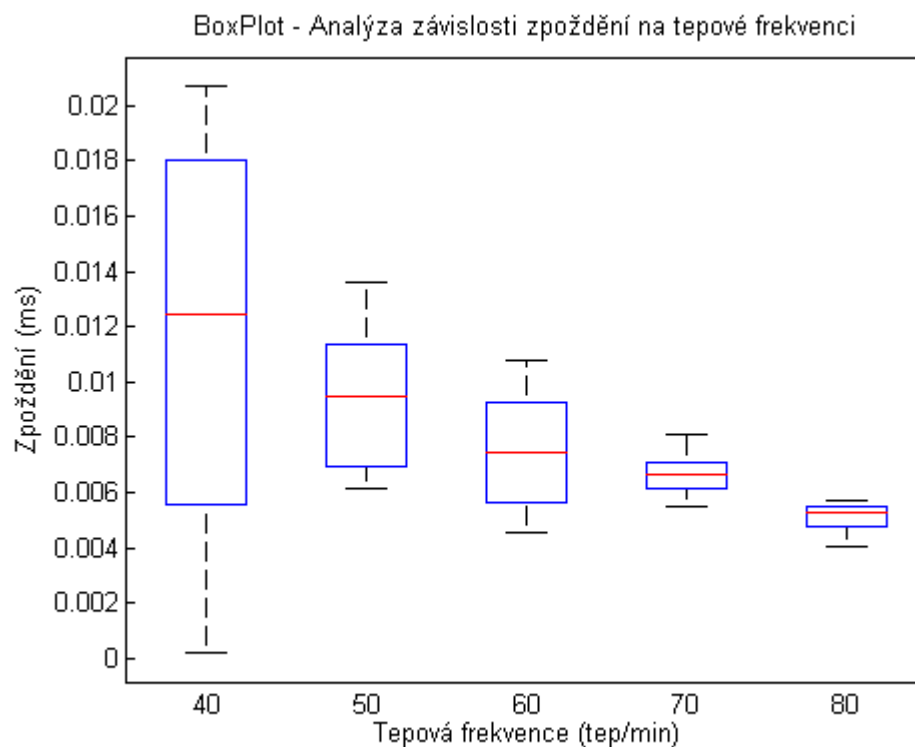
Pro správné zodpovězení otázky, zda je časové zpoždění mezi dvěma senzory modelu závislé na tepové frekvenci, bylo nezbytné analyzovat správná a odpovídající data. Tepová frekvence byla rozdělena na jednotlivé hodnoty dle nastavení pumpy: 40, 50, 60, 70, 80 tepů za minutu. Průběh o frekvenci nad 90 tepů za minutu nebyl do analýzy zahrnut, protože již jeví známky saturace senzoru, tedy hodnota tlaku již byla pro senzor příliš vysoká. Z toho důvodu nebylo možné tuto část měřeného signálu řádně zpracovat a ani zahrnout do analýzy.



Obrázek 11.1: Oblast nezpracovaných dat

Saturace senzoru se projevila na obou senzorech ve stejných napěťových úrovních. Maximální tlak, který bylo možné měřit na senzoru, byl dán napájecím napětím senzoru. Oba senzory byly napájeny napětím 4,5 V. Při tlaku odpovídajícímu vyššímu napětí, než bylo napájecí napětí senzoru, nebylo již možné vyšší hodnoty tlaku měřit.

Detekované časové zpoždění bylo v řádech setin milisekund (ms). Každá frekvence obsahovala 20 vzorků, což je pro analýzu dostačující.



Obrázek 11.2: Boxplot analyzovaných dat

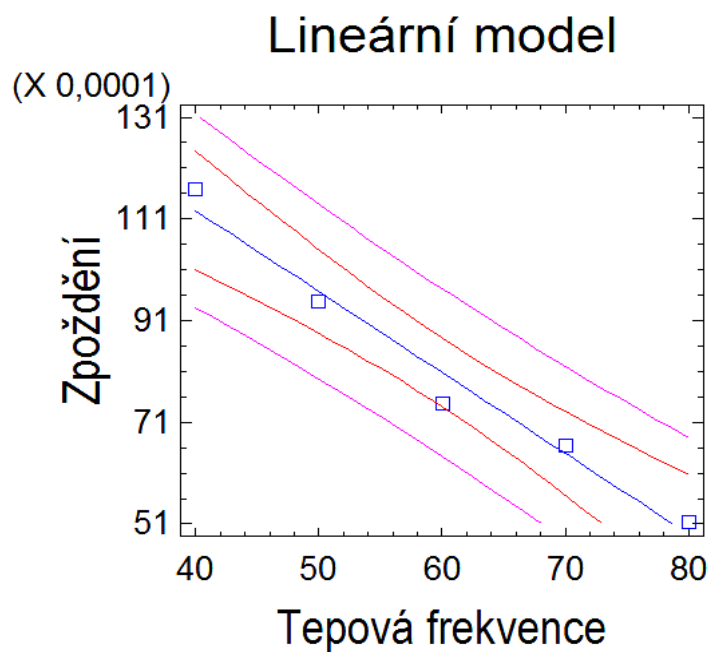
Ze Statgraphicu byl vybrán nejvhodnější a nejvíce vypovídající model regresivní analýzy. Procentuální hodnoty popisující pravděpodobnost úspěchu testu a jeho výsledek byly velice příznivé. To nasvědčovalo tomu, že výsledný model bude velice přesný a jeho vypovídací hodnota bude dobrá.

Tabulka 11.1: Tabulka jednotlivých modelů regresivní analýzy

Model	R-kvadrát (%)
Logaritmický	99,35
Exponenciální	99,05
Lineární	97,42

Regresivní analýza – Lineární model: $Y = a + b \cdot X$

Z důvodu nesplnění jedné z podmínek úspěšného zvládnutí testu pro logaritmický model (Darbin–Watsnův test) byl zvolen model lineární i přes to, že má nižší procentuální vypovídací schopnost.



Obrázek 11.3: Lineární model závislosti zpoždění (*ms*) na tepové frekvenci (*tep/min*)

Testování jednotlivých kořenů rovnice:

$$\begin{array}{ll} H_0: a = 0 & ; \quad H_0: b = 0 \\ H_a: a \neq 0 & ; \quad H_a: b \neq 0 \end{array}$$

p-hodnota (a) = 0,0002

p-hodnota (b) = 0,0003

a – Zamítáme H_0 , tedy s 95% pravděpodobností nemůže „a“ nabývat 0 hodnoty.

b – Zamítáme H_0 , tedy s 95% pravděpodobností nemůže „b“ nabývat 0 hodnoty.

Kořeny rovnice:

$$a = 0,0160377$$

$$b = -0,000159183$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Zpoždění} = 0,0160377 - 0,000159183 * \text{Tepová frekvence} \quad (11.1)$$

Rovnice je platná pouze pro tepové frekvence v rozmezí od 30 tepů za minutu do 90 tepů za minutu. Dosazením tepové frekvence mimo tento interval, není zaručen přesný přepočít na časové zpoždění. Rovnice provádí přepočít tepové frekvence na časové zpoždění s přesností $\pm 0,00047$.

Při dosazení tepové frekvence 60 tepů za minutu vyjde časové zpoždění 0,0078 ms s přesností na intervalu od 0,0074 do 0,0082 ms.

Ověření předpokladů pro úspěšný test:

➤ Ověření normality dat jednotlivých proměnných:

Pro ověření normality byl zvolen Shapiro-Wilksův test. Pro úspěšné testování byla vytvořena nulová a alternativní hypotéza:

$$\begin{aligned} H_0 : & \text{ Data pocházejí z normálního rozdělení} \\ H_A : & \text{ Data **n**pocházejí z normálního rozdělení} \end{aligned}$$

Test byl proveden pro každou proměnnou zvlášť. Pokud vyjde p-hodnota menší než hladina významnosti 0,05 (5%) pak nulovou hypotézu zamítáme. Vyjde-li p-hodnota větší než hladina významnosti 0,05 (5%) nulovou hypotézu nezamítáme. Výsledné p-hodnoty a pozorované hodnoty byly vepsány do tabulky níže:

Tabulka 11.2: Ověření normalit jednotlivých proměnných

	Tepová frekvence	Zpoždění
p - value	0,954	0,888
X_{obs}	0,986	0,973
Test	Splňuje	Splňuje

Do normálního rozdělení s 95% pravděpodobností, dle tabulky, spadaly obě posuzované proměnné z důvodu nezamítnuté nulové hypotézy. Obě proměnné tedy splňovaly první podmínku metody regresivní analýzy.

➤ Ověření normality residui:

Z dat byla vytvořena residua a proveden test na normalitu pomocí Shapiro-Wilksova testu.

$$\begin{aligned} H_0 : & \text{ Data pocházejí z normálního rozdělení} \\ H_A : & \text{ Data **n**pocházejí z normálního rozdělení} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X_{\text{obs}} &= 0,927 \\ \text{P-value} &= 0,586 > 0,05 - \text{Nezamítáme nulovou hypotézu} \end{aligned}$$

Na 5% hladině významnosti lze tvrdit, že data pocházela z normálního rozdělení.

➤ Ověření nulové střední hodnoty:

Průměr proměnné residui = $-2 \cdot 10^{-10}$

t-test=

$$H_0: \mu = 0$$

$$H_A: \mu \neq 0$$

$$X_{\text{obs}} = < 0,001$$

$$P\text{-value} = 0,999$$

> 0,05 – Nezamítáme nulovou hypotézu

S 95% pravděpodobností lze tvrdit, že střední hodnota nenabývala nenulových hodnot.

➤ Ověření nulové korelace hodnoty:

Logaritmický model byl pro danou analýzu dle procentuálního zastoupení nejvhodnější. Nebyla ovšem splněna podmínka nulové korelace, kdy p-hodnota zamítla nulovou hypotézu. Z toho důvodu byl zvolen lineární model, jak již bylo uvedeno dříve.

Ověření bylo provedeno pomocí Darbin–Watsnova testu, kde:

$$H_0: \text{Nulová korelace}$$

$$H_A: \text{Nenulová korelace}$$

$$X_{\text{obs}} = 1,725$$

$$p\text{-hodnota} = 0,094$$

> 0,05 – Nezamítáme nulovou hypotézu

Z výsledku Durbin-Watsonova testu je patrné, že data měla nulovou autokorelaci na 95%.

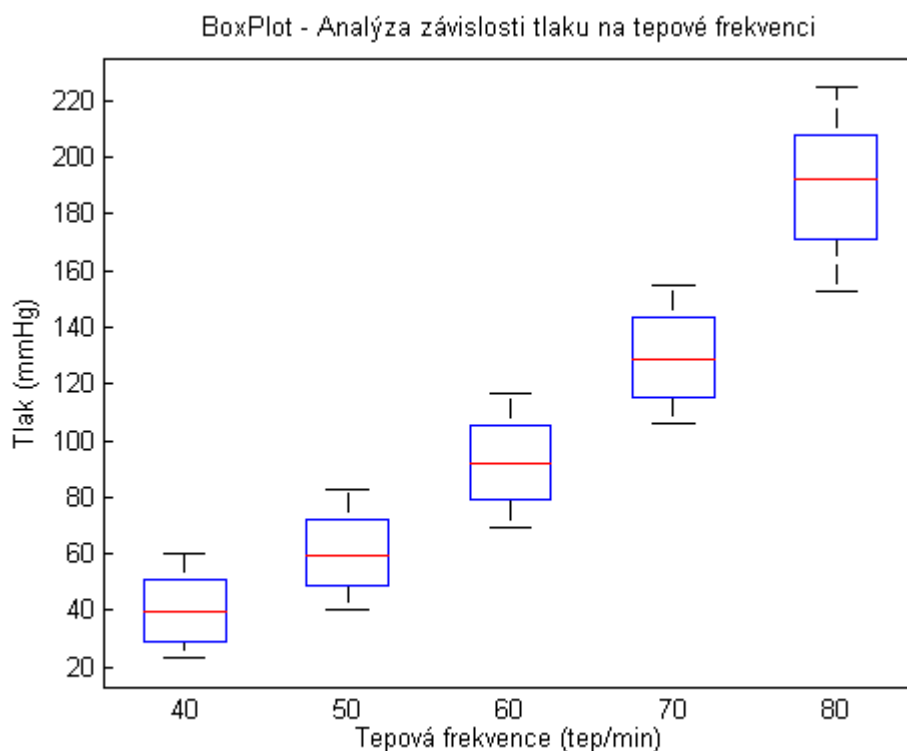
Výsledek regresivní analýzy je:

$$R\text{-squared} = \mathbf{97,41 \%}$$

Z výsledku regresivní analýzy lze jednoznačně říci, že 97 % analyzované proměnné, tedy časové zpoždění pulzní vlny mezi dvěma senzory modelu, bylo závislé na tepové frekvenci. Výsledná hodnota pravděpodobnosti 97% byla velmi vysoká a lze ji považovat za statisticky významnou. Časové zpoždění pulzní vlny mezi dvěma senzory modelu se tedy opravdu odvíjelo od nastavené tepové frekvence.

11.2. Závislost střední hodnoty tlaku na tepové frekvenci

Tepová frekvence byla opět rozdělena po celých jednotkách dle nastavení pumpy: 40, 50, 60, 70, 80 tepů za minutu. Hodnoty tlaku se analyzovaly na časovém intervalu 2 sekund. K analýze bylo tedy použito 20 000 vzorků pro každou frekvenci. Ze vzorků byly následně určeny střední hodnoty pro dané frekvence, se kterými se dále pracovalo.



Obrázek 11.4: Boxplot analyzovaných dat

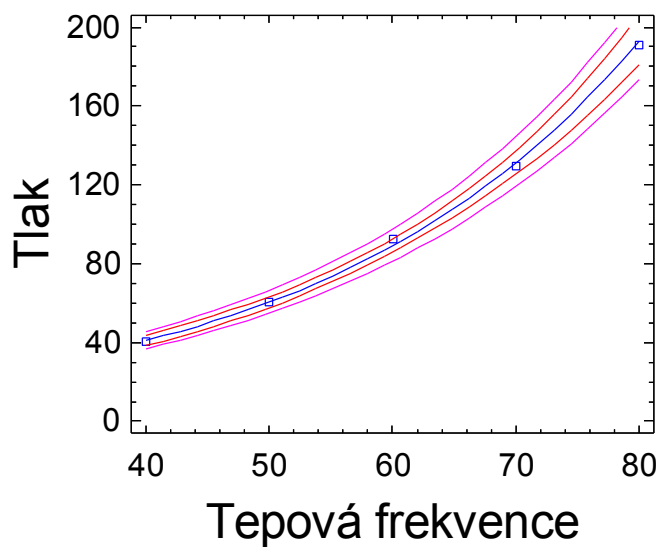
Ze Statgraphicu byl vybrán nejvhodnější a nejvíce vypovídající model regresivní analýzy. Procentuální hodnoty popisující pravděpodobnost úspěchu testu a jeho výsledek jsou velice příznivé. To nasvědčuje tomu, že výsledný model bude velice přesný a jeho vypovídací hodnota bude příznivá.

Tabulka 11.3: Tabulka jednotlivých modelů regresivní analýzy

Model	R-kvadrát (%)
Exponenciální	99,86
Lineární	95,93
Logaritmický	91,18

Regresivní analýza – Exponenciální model: $Y = \exp(a + (b \cdot X))$

Exponenciální Model



Obrázek 11.5: Exponenciální model závislosti tlaku (*mmHg*) na tepové frekvenci (*tep/min*)

Testování jednotlivých kořenů rovnice:

$$H_0: a = 0 \quad ; \quad H_0: b = 0$$

$$H_a: a \neq 0 \quad ; \quad H_a: b \neq 0$$

$$p\text{-hodnota (a)} = < 0,0001$$

$$p\text{-hodnota (b)} = < 0,0001$$

a – Zamítáme H_0 , tedy s 95% pravděpodobností nemůže „a“ nabývat 0 hodnoty.

b – Zamítáme H_0 , tedy s 95% pravděpodobností nemůže „b“ nabývat 0 hodnoty.

Kořeny rovnice:

$$a = 2,16648$$

$$b = 0,0387015$$

Výsledná rovnice:

$$Tlak = \exp(2,16648 + 0,0387015 * Tepová\ frekvence) \quad (11.2)$$

Rovnice je platná pouze pro tepové frekvence v rozmezí od 30 tepů za minutu do 90 tepů za minutu. Dosazením tepové frekvence mimo tento interval, není zaručen přesný přepoččet na hodnotu tlaku. Rovnice provede přepoččet tepové frekvence na hodnotu tlaku s přesností $\pm 0,0256$ mmHg.

Ověření předpokladů pro úspěšný test:

➤ Ověření normality dat jednotlivých proměnných:

Pro ověření normality byl zvolen Shapiro-Wilksův test. Pro úspěšné testování byla vytvořena nulová a alternativní hypotéza:

H_0 : Data pocházejí z normálního rozdělení
 H_A : Data **nep**ocházejí z normálního rozdělení

Tabulka 11.4: Ověření normalit jednotlivých proměnných

	Tepová frekvence	Tlak
p - value	0,954	0,776
X_{obs}	0,986	0,954
Test	Splňuje	Splňuje

Do normálního rozdělení s 95% pravděpodobností, dle tabulky, spadaly obě posuzované proměnné z důvodu nezamítnuté nulové hypotézy. Obě proměnné tedy splňovaly první podmínku metody regresivní analýzy.

➤ Ověření normality residui:

Z dat byla vytvořena residua a proveden test na normalitu pomocí Shapiro-Wilksova testu.

H_0 : Data pocházejí z normálního rozdělení
 H_A : Data **nep**ocházejí z normálního rozdělení

$X_{obs} = 0,852$
 $P\text{-value} = 0,201 > 0,05$ – Nezamítáme nulovou hypotézu

Na 5% hladině významnosti lze tvrdit, že data pocházela z normálního rozdělení.

➤ Ověření nulové střední hodnoty:

Průměr proměnné residui = - 0,146

t-test=

$$H_0: \mu = 0$$

$$H_A: \mu \neq 0$$

$$X_{\text{obs}} = < 0,001$$

$$P\text{-value} = 0,888 > 0,05 \text{ – Nezamítáme nulovou hypotézu}$$

S 95% pravděpodobností lze tvrdit, že střední hodnota nenabývala nenulových hodnot.

➤ Ověření nulové korelace hodnoty:

Ověření nulové korelace bylo provedeno pomocí Darbin–Watsnova testu, kde:

$$H_0: \text{Nulová korelace}$$

$$H_A: \text{Nenulová korelace}$$

$$X_{\text{obs}} = 2,038$$

$$p\text{-hodnota} = 0,171 > 0,05 \text{ – Nezamítáme nulovou hypotézu}$$

Z výsledku Durbin-Watsonova testu je patrné, že data měla nulovou autokorelaci na 95%.

Výsledek:

$$R\text{-squared} = \mathbf{99,86 \%}$$

Z výsledku regresivní analýzy lze jednoznačně říci, že 99 % analyzované proměnné, tedy vnitřní tlak modelu, bylo závislé na tepové frekvenci. Výsledná hodnota pravděpodobnosti 99% byla velmi vysoká a lze ji považovat za statisticky významnou. Tlak protékaného média uvnitř modelu byl plně závislý na tepové frekvenci.

Obě provedené analýzy vypovídaly o správnosti a věrohodnosti vytvořeného modelu vzhledem ke skutečným hodnotám a proměnným měřitelných v lidském organismu. Krevní tlak a velikost pulzní vlny se odvíjí od aktuální tepové frekvence lidského organismu. Ve velké míře je to ovlivněno aktuální funkcí srdečního svalu, která je rovněž podmíněna právě prováděnou aktivitou lidského jedince.

12. Závěr

Ve své diplomové práci jsem navrhnul elektrický model cévního systému lidského organismu. Model konkrétně simuluje všechny části lidské aorty a stehenní tepny. Zbylé tepny a žíly cévního systému jsou modelovány jako celek. Elektrický model je navržen dle Windkesslova schématu zapojení. Model obsahuje elektrické prvky modelující jednotlivé vlastnosti cévní stěny a krevního proudu. Cévní roztažnost je modelována pomocí kapacity kondenzátoru, cévní odpor pomocí rezistoru a krevní setrvačnost pomocí indukčnosti cívky. Hodnoty všech elektrických součástek jsou vypočteny dle známých parametrů konkrétní části cévy. Parametry jsou dosazeny do příslušných vzorců a následně výsledky převedeny na elektrické veličiny. Vytvořeny jsou dva elektrické modely a vzájemně mezi sebou srovnány v oblasti přesnosti a kvality simulace cévního systému. Výsledkem srovnání je fakt, že přesnější je tří parametrový Windkesselův model oproti dvou parametrovému, protože je rozšířen o další proměnnou vlastnost cévního systému a to krevní setrvačnost. Díky tomu odpovídá model svou výpovědní hodnotou více reálnému cévnímu systému.

V druhé části mé diplomové práce je navržen a realizován fyzický model cévního systému. Ten je sestaven z hadic o definovaných rozměrech a vhodných elastických vlastnostech použitého materiálu. Z důvodu velkých rozměrů aorty a stehenních tepen je model zmenšen v poměru 1:2. Hadice simulují reálné cévy lidského organismu, konkrétně celou aortu a stehenní tepny. Zbylé tepny a celý žilní systém je navržen jako celek a modelován pomocí tlakových nádob. Model je propojen se speciální krevní pumpou, která odpovídajícím způsobem simuluje srdeční činnost.

Hlavním cílem je naměřit, zobrazit a následně určit parametry pulzní vlny. To je provedeno pomocí dvou tlakových senzorů zařazených do modelu v přesně definované vzdálenosti. Tlak, měnicí se na senzorech vlivem průchodu pulzních vln, je vyhodnocen a zpracován prostřednictvím výpočetní techniky. V programovém prostředí Matlab je navržena aplikace, která měřená data načte a dále zpracuje. Hlavní úkolem vytvořené aplikace je detekce zpoždění mezi jednotlivými vlnami, ze kterého se následně vypočtou všechny parametry měřeného průběhu. Ze získaných výsledků je provedena analýza závislosti vnitřního tlaku a časového zpoždění mezi pulzními vlnami na tepové frekvenci modelu.

Výsledkem mé diplomové práce je zjištění rychlosti šíření pulzní vlny v modelu a srovnání měřeného průběhu s reálným průběhem v lidském organismu. Rychlost šíření pulzní vlny v modelu je cca 35 m/s při nastavené tepové frekvenci 40 tepů za minutu. Tato hodnota se blíží rychlosti šíření pulzní vlny 36,02 m/s vypočtené dle vzorce pro vytvořený model. Tvar a velikost pulzní vlny měřené v modelu vcelku odpovídá pulzní vlně měřené v lidském organismu. Vlivem malých rozměrů modelu se ovšem výrazně neprojeví sekundární, odražená pulzní vlna. To je zapříčiněno malým periferním odporem neboli malým rozvětvením modelu. Z důvodu zmenšení modelu v měřítku 1:2 je průměrná hodnota krevního tlaku v lidském organismu přepočtena a následně porovnána s hodnotou naměřenou v modelu. Tlak uvnitř modelu ve výsledku přesně odpovídá přepočtené hodnotě systolického tlaku 150 mmHg a 100 mmHg diastolického tlaku. Výsledkem provedené analýzy je, že časové zpoždění a vnitřní tlak ve velké míře závisí na aktuální tepové frekvenci oběhového média v modelu. Stejná závislost se projevuje i v reálném lidském cévním systému.

Mnou vytvořený fyzický model cévního systému je kvalitní a jeho výsledky simulace jsou příznivé. Vypovídají o tom naměřené hodnoty vnitřního tlaku, vypočtené hodnoty rychlosti šíření pulzní vlny a provedená analýza získaných dat. Oba vytvořené modely v této diplomové práci jsou zpracovány a realizovány tak, že mohou být s malými úpravami použity pro testování a simulaci základních dějů v cévním systému.

13. Literatura

- [1] THE CARDIOVASCULAR SYSTEM EXPLAINED. *Heartzine* [online]. 2014. vyd. [cit. 2014-11-03].
Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: http://heartzine.com/news/the_cardiovascular_system_explained.html
- [2] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 275 s. ISBN 80-010-3425-9.
- [3] THE CIRCULATORY SYSTEM. *HistoNano Science* [online]. 2014. vyd. [cit. 2014-11-03]. Obrázek
ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://histonano.com/books/Junqueira's%20Basic%20Histology%20PDF%20WHOLE%20BOOK/11.%20The%20Circulatory%20System.htm>
- [4] YOUR AORTA. *LEE Memorial Health System* [online]. 2014. vyd. [cit. 2014-11-03]. Obrázek ve
formátu JPEG. Dostupné z: <http://www.leememorial.org/cardiaccare/about/aorta.asp>
- [5] GOŠOVÁ, Věra. *Lidské srdce*. In: [online]. 2011 [cit. 2014-11-22]. Dostupné
z: http://wiki.rvp.cz/Kabinet%2FObrázky%2F0.0.0.Kliparty%2FT%C4%9Blo%2FVnit%C5%99n%C3%AD_org%C3%A1ny
- [6] NICHOLS, Wilmer W, Wilmer W NICHOLS a Donald A MCDONALD. *McDonald's blood flow in arteries: theoretic, experimental, and clinical principles*. 6th ed. / London: Hodder Arnold, c2011, xiv, 755 p. ISBN 978-034-0985-014.
- [7] PENHAKER, M. – IMRAMOVSKÝ, M., – TIEFENBACH, P., – KOBZA, F., *Lékařské diagnostické přístroje, učební texty*. První vydání. Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [8] PENHAKER, Marek a Martin IMRAMOVSKÝ. *Zdravotnické elektrické přístroje* 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 340 s.
- [9] CREIGEN, Vincent, et al. *Modeling a heart pump. European Study Group Mathematics with Industry*, 2007, 7. Dostupné z: <http://scholar.google.cz/>
- [10] TAYLOR, Charles. *Implementace plně Automatické Mockovy cirkulační smyčky*. [online]. 2013 [cit. 2014-11-22]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/company/newsletters/articles/implementing-a-fully-automated-mock-circulatory-loop-to-simulate-cardiovascular-conditions.html>
- [11] TIMMS, D., HAYNE, M., MCNEIL, K. AND GALBRAITH, A. (2005), A Complete Mock Circulation Loop for the Evaluation of Left, Right, and Biventricular Assist Devices. *Artificial Organs*, 29: 564–572. doi: 10.1111/j.1525-1594.2005.29094.x
- [12] CATANHO, Marianne; SINHA, Mridu; VIJAYAN, Varsha. *Model of Aortic Blood Flow Using the Windkessel Effect*. 2012.
- [13] GHASEMALIZADEH, O., MIRZAEI, M. R., FIROOZABADI, B., & HASSANI, K. (2014). *Exact Modeling of Cardiovascular System Using Lumped Method*. arXiv preprint arXiv:1411.5337.
- [14] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 2., přeprac. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 249 s. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [15] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 275 s. ISBN 80-010-3425-9.
- [16] ARGON MEDICAL DEVICES: Catheters. In: [online]. [cit. 2015-04-01]. Dostupné z: <http://www.argonmedical.com/>
- [17] HARVARD APPARATUS: Pulsatile Blood Pumps. In: [online]. [cit. 2015-04-01]. Dostupné z: <http://www.harvardapparatus.com/>

14. Přílohy

Příloha 1: Schéma dvou a tří prvkového Windkesslova modelu (CD)

Příloha 2: Zpracovaná data programem LabChart (CD)

Příloha 3: Programový kód vyvinuté aplikace (CD)

Příloha 4: Vyvinutá aplikace pro zpracování měřených dat (CD)

Příloha 5: Analýza programem Statgraphic (CD)

Příloha 6: Fotodokumentace fyzického modelu (CD)